

TESIS - TE142599

IDENTIFIKASI OBJEK KATETER JANTUNG MENGUNAKAN CIRCULAR HOUGH TRANSFORM

RIAL FAUZA
2213205015

Dosen Pembimbing:
Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT.
Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, ST., MT.

PROGRAM MAGISTER
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2015

TESIS - TE142599

IDENTIFICATION OBJECT HEART CATHETER USING CIRCULAR HOUGH TRANSFORM

RIAL FAUZA
2213205015

Supervisors:

Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT.

Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, ST., MT.

PROGRAM MAGISTER
MASTER PROGRAM
DEPARTMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2015

[Halaman ini sengaja dikosongkan]


**Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Magister Teknik (MT)
di**

Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

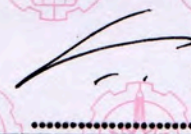
**Oleh :
RIAL FAUZA
NRP. 2213205015**

**Tanggal Ujian : 8 Januari 2015
Periode Wisuda : Maret 2015**

Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT.
NIP. 19690730 199512 1 001


.....
(Pembimbing I)

Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, ST., MT.
NIP. 19680601 199512 1 009


.....
Pembimbing II


Dr. Surya Sumpeno, ST., M.sc.
NIP. 19690613 199702 1 003


.....
(Penguji I)

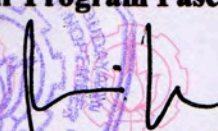
Mochamad Hariadi, ST., M.Sc., Ph.D.
NIP. 19691209 199703 1 002


.....
(Penguji II)

Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT.
NIDN. 19700313 199512 1 001


.....
(Penguji III)

**Mengetahui,
Direktur Program Pascasarjana ITS**


Prof. Dr. Ir. Adi Soeprijanto, MT
NIP. 19640405 199002 1 001



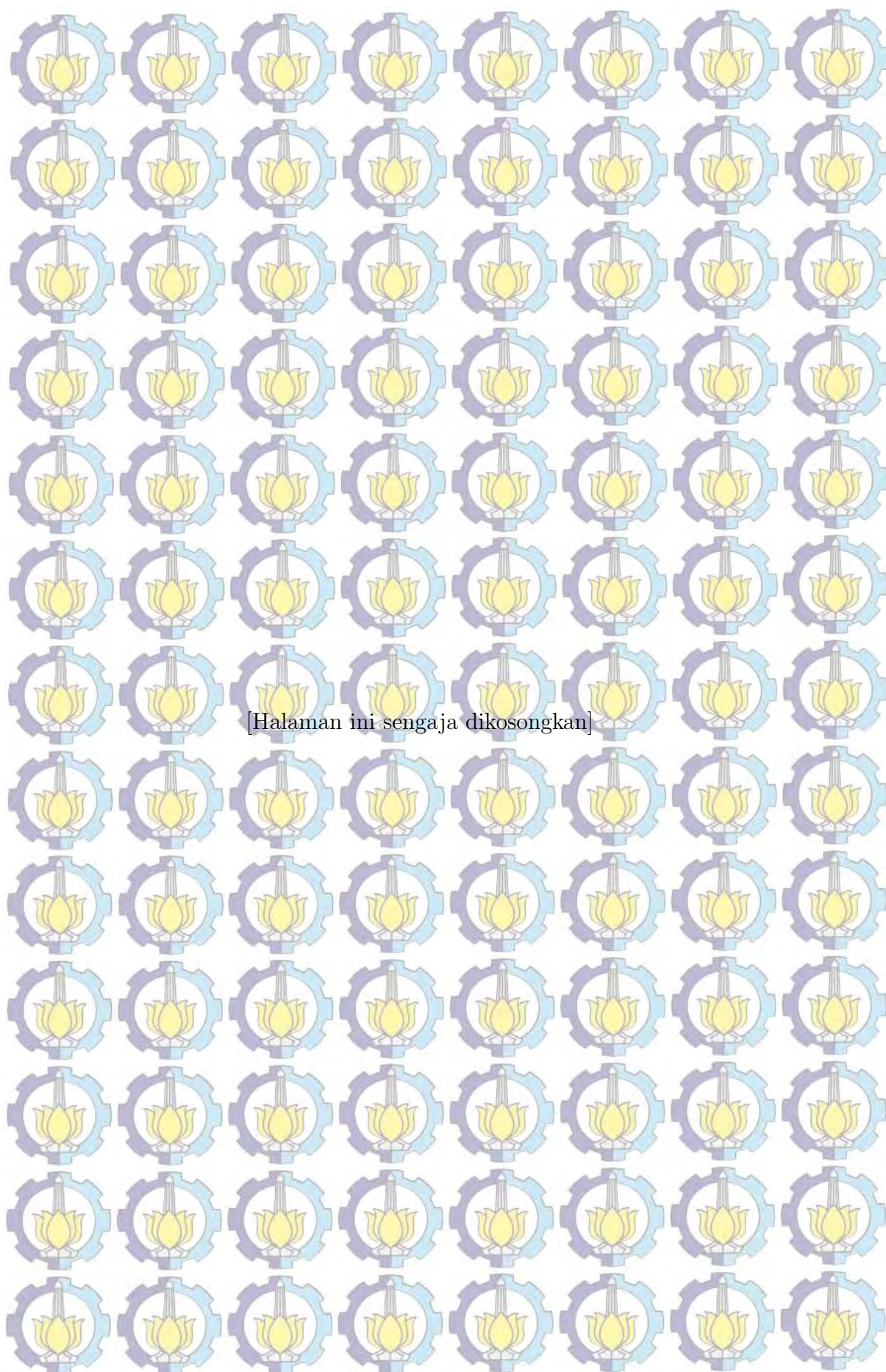
IDENTIFIKASI OBJEK KATETER JANTUNG MENGUNAKAN *CIRCULAR HOUGH TRANSFORM*

Nama Mahasiswa : Rial Fauza
NRP : 2213205015
Pembimbing : Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT.
Co-Pembimbing : Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, ST., MT.

Abstrak

Pemasangan kateter jantung kepada pasien dilakukan untuk mencegah terjadinya penyakit jantung koroner yang menjadi penyebab kematian nomor satu di Indonesia. Prosedur pemasangan kateter yang aman dengan menggunakan ultrasound sangat diperlukan untuk pasien demi mencegah efek radiasi dari penggunaan mesin x-ray. Letak Kateter jantung bisa diidentifikasi dari citra yang tampak dari intravascular ultrasound. Selama proses identifikasi, objek kateter jantung bisa berbentuk lingkaran dan lingkaran tidak sempurna. Penggunaan metode circular hough transform bisa mengidentifikasi semua bentuk kateter jantung yang tampak dari citra intravascular ultrasound. Waktu yang dibutuhkan oleh circular hough transform untuk mengidentifikasi objek kateter jantung 0,02-0,2 detik dengan akurasi 85%.

Kata-kunci: *Kateter jantung, citra intravascular ultrasound, circular hough transform*



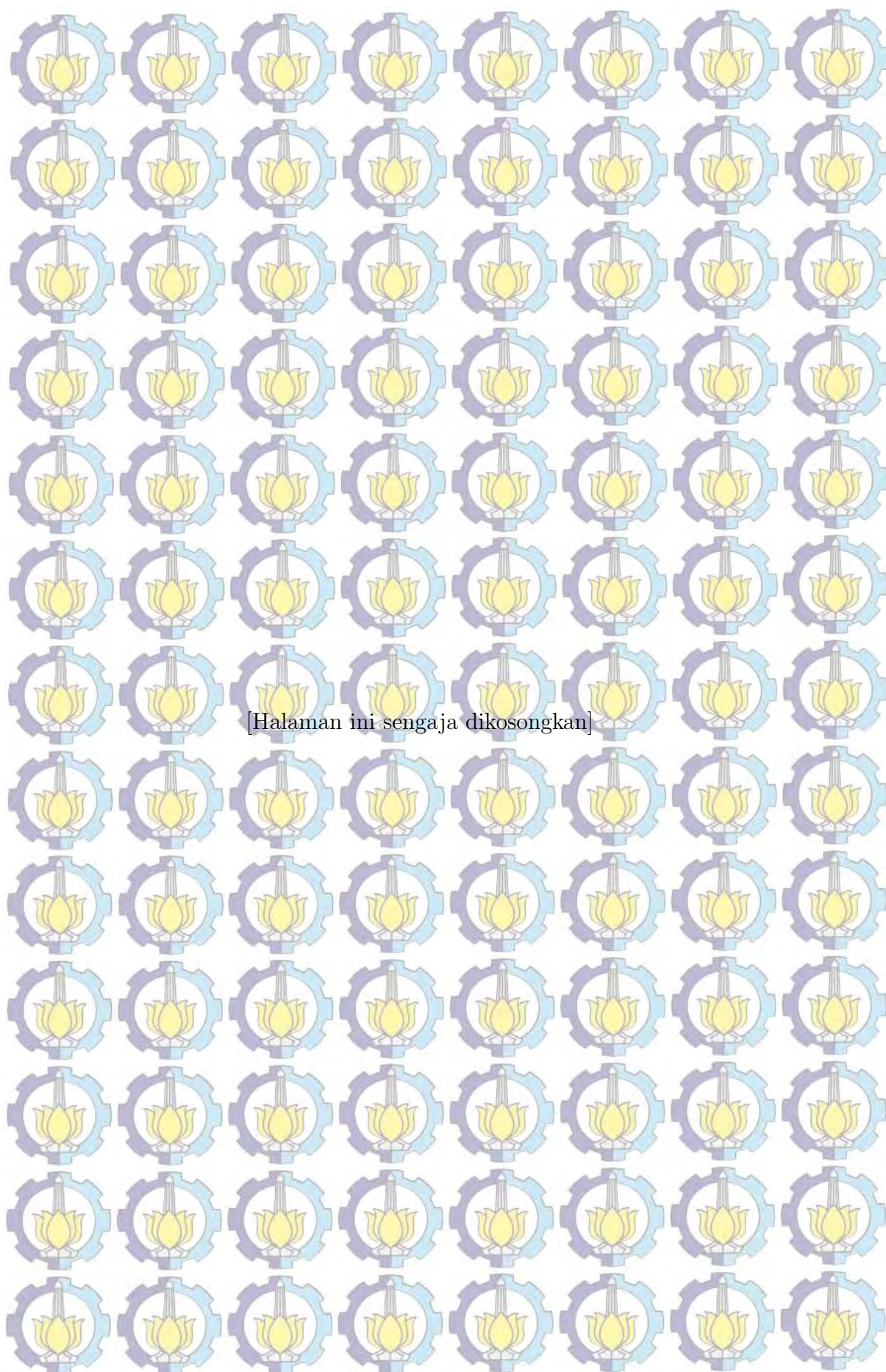
IDENTIFICATION OBJECT HEART CATHETER USING *CIRCULAR HOUGH TRANSFORM*

Name : Rial Fauza
NRP : 2213205015
Promotor : Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT.
Co-Promotor : Dr. Eko Mulyanto Yuniarno, ST., MT.

Abstract

The installation of heart catheter to patients to prevent coronary heart disease, which became the number one cause of death in Indonesia. The safe procedure to installation of heart catheter using ultrasound is needed by the patient in order to prevent the effects of radiation from x-ray machine. Location of heart catheter can identified from the object that appears on intravascular ultrasound image. During identification process, the object of heart catheter can be shaped as circle and incomplete circle. The use of circular hough transform can identifying all shapes of heart catheter from intravascular ultrasound image. The time required by circular hough transform to identify heart catheter is 0.02 to 0.2 seconds with accuracy 85%.

Key-words: *Heart catheter, Intravascular Ultrasound image, circular hough transform*



KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT yang telah memberikan penulis kemampuan ilmu untuk menyelesaikan tesis ini. Shalawat dan salam semoga terlimpah curahkan kepada baginda tercinta Rasulullah Muhammad SAW.

Penyusunan tesis dengan judul **"IDENTIFIKASI OBJEK KATETER JANTUNG MENGGUNAKAN CIRCULAR HOUGH TRANSFORM"** dapat berjalan lancar. Tesis ini disusun guna memenuhi persyaratan untuk memperoleh gelar Magister Teknik pada bidang keahlian Jaringan Cerdas Multimedia, Program Studi Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya.

Penulis memahami, penyusunan tesis ini sangat banyak terbantu oleh banyak pihak, oleh karena itu penulis mengucapkan banyak banyak terima kasih kepada seluruh pihak yang telah membantu proses penyusunan tesis ini. Terima kasih penulis ucapkan untuk:

1. Bapak Menteri Pendidikan Indonesia dan seluruh jajaran DIKTI yang telah memberikan kesempatan kepada penulis untuk menerima beasiswa BPPDN (Beasiswa Pendidikan Pasca Sarjana Dalam Negeri) dan menempuh pendidikan magister pada bidang keahlian Jaringan Cerdas Multimedia, Program Studi Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
2. Winda widyasti, sebagai istri dan sahabat terbaik, yang telah bernazar, selalu mendoakan dan ketabahan merelakan hari-hari tanpa kehadiran penulis selama menempuh studi ini.
3. Kedua orang tua, mertua dan seluruh keluarga besar penulis yang senantiasa mendoakan keselamatan dan keberhasilan penulis.
4. Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST. MT dan Dr. Eko Mulyanto Yuniarto, ST. MT sebagai pembimbing yang selalu memberikan bimbingan dan berbagai bantuan lainnya untuk kelancaran penyusunan tesis ini.
5. Seluruh jajaran dosen JCM : Prof. Heri, Bapak Hariadi, Bapak Surya, Bapak Uki, Bapak Adhi darma, Bapak Arif, Bapak Muhtadin yang telah memberikan ilmu dan wawasan baru untuk meningkatkan pengetahuan penulis.

6. Seluruh teman-teman JCM : Enggar, Ami, Mbak Rini 'mama', Liza, Nurul, Ima, Devi, Rana, Eni, Yonly, Mbak Ratih, dan Mas Mobed.

Saling traktiran, berkumpul bersama, dan kehadiran anda semua sangat membantu meringankan beban perkuliahan.

7. Fachri, Rizka, Munawir, Amir, Maskur, bang muslem, pak anwar dan teman-teman dari Aceh lainnya yang senasib seperjuangan berbagi kebahagiaan selama masa studi.

Penulis menyadari bahwa hasil karya ini sangatlah jauh dari sempurna. Walaupun penulis menganggapnya sebagai pencapaian yang luar biasa tapi tentulah masih banyak kekurangan yang dapat dikoreksi oleh pihak lain. Saran dan kritik yang membangun dari para pembaca sangat penulis hargai agar dapat dilakukan perbaikan di waktu yang akan datang. Selain itu, penulis megharapkan ada mahasiswa lain yang akan melanjutkan penelitian ini sehingga didapatkan hasil penelitian yang lebih bagus lagi.

Surabaya, 30 Januari 2015

Penulis

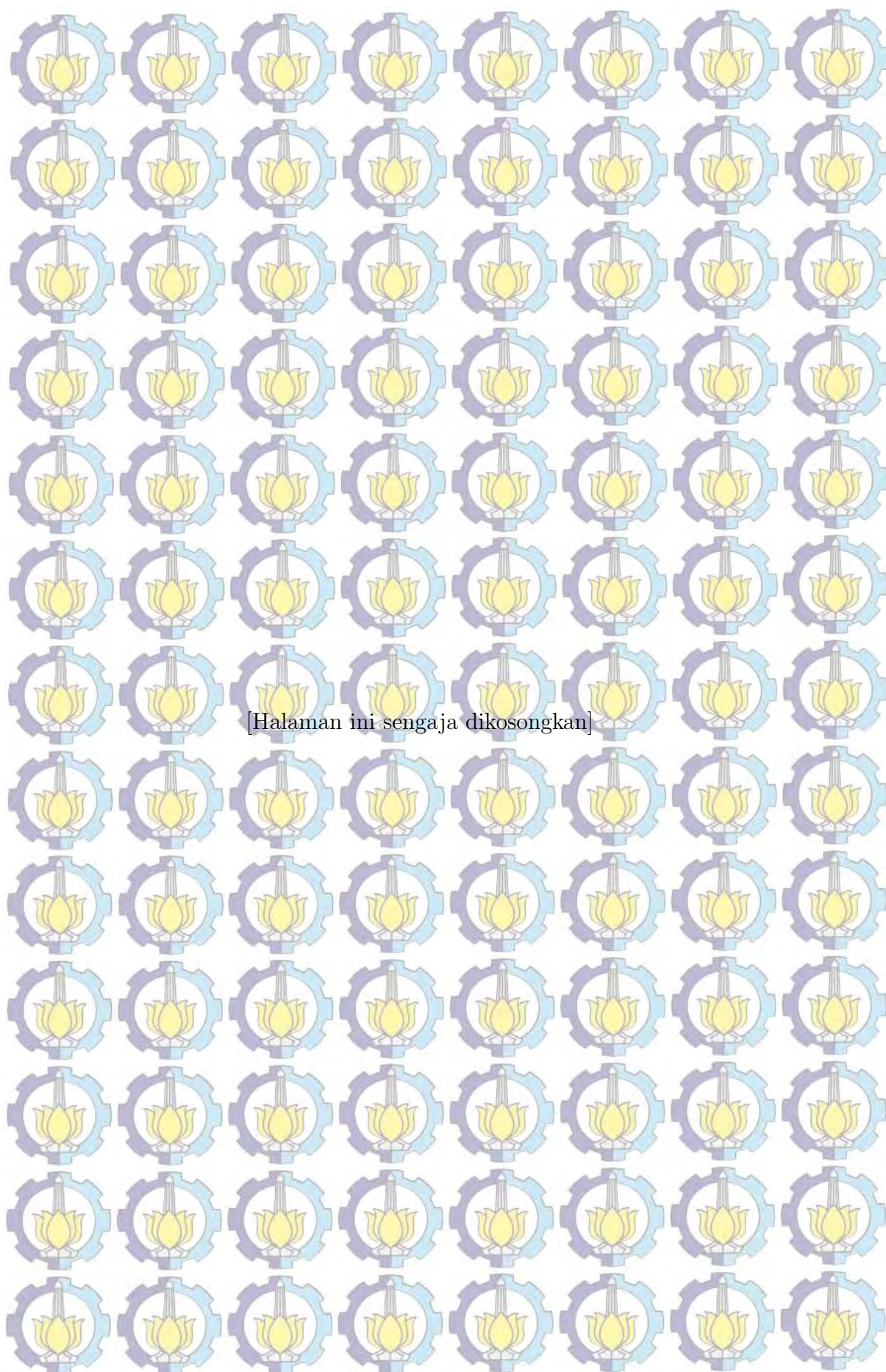
DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	ix
ABSTRACT	xi
KATA PENGANTAR	xiii
DAFTAR ISI	xv
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Hipotesa Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB II KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI	5
2.1 Ultrasound Imaging	5
2.1.1 Definisi dan Sejarah Ultrasonografi	5
2.1.2 Jenis-Jenis Mesin Ultrasound	6
2.1.3 Prinsip Kerja Ultrasound	7
2.1.4 <i>Intravascular Ultrasound</i> (IVUS)	10
2.2 Proses Pemasangan Kateter	12
2.3 Lingkaran	15
2.4 <i>Adaptive histogram equalization</i> (AHE)	15
2.5 <i>Adjust Image</i>	18
2.6 <i>Gaussian Low Pass Filter</i> (GLPF)	19
2.7 Deteksi Tepi (Metode Sobel)	21
2.8 <i>Circular Hough Transform</i>	23
2.9 <i>Receiver operating characteristic</i> (ROC)	26
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	33
3.1 Input Image dari Data Akuisisi	34
3.2 Perbaikan Fitur Citra	36
3.3 <i>Circular Hough Transform</i>	39
3.4 Output Image : Identifikasi Objek	40

BAB IV	HASIL DAN PEMBAHASAN	43
4.1	Skenario Pengujian	43
4.2	Pengujian Identifikasi Kateter Jantung	43
4.3	Hasil Pengujian	55
BAB V	Kesimpulan dan Saran	59
5.1	Kesimpulan	59
5.2	Penelitian Lanjutan	60
DAFTAR PUSTAKA		61
LAMPIRAN		65
A	BIODATA PENULIS	67

DAFTAR TABEL

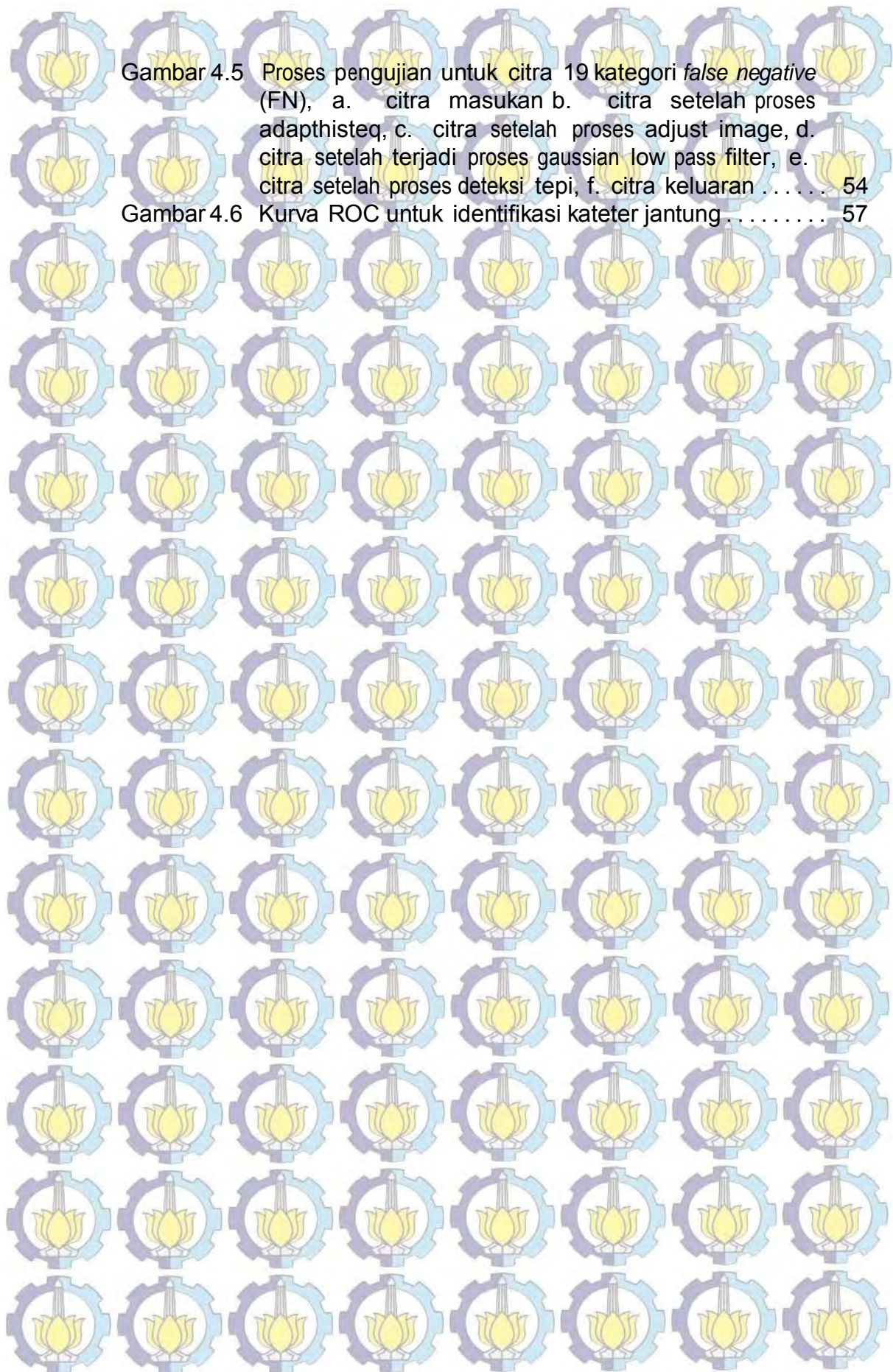
Tabel 3.1	Identifikasi kateter jantung dari citra <i>intravascular</i> ultra-sound.....	34
Tabel 4.1	Identifikasi kateter jantung dari citra <i>intravascular</i> ultra-sound.....	44
Tabel 4.2	Hasil pengujian menggunakan confusion matrix ROC	55
Tabel 4.3	Identifikasi kateter jantung dari citra <i>intravascular</i> ultra-sound.....	56



DAFTAR GAMBAR

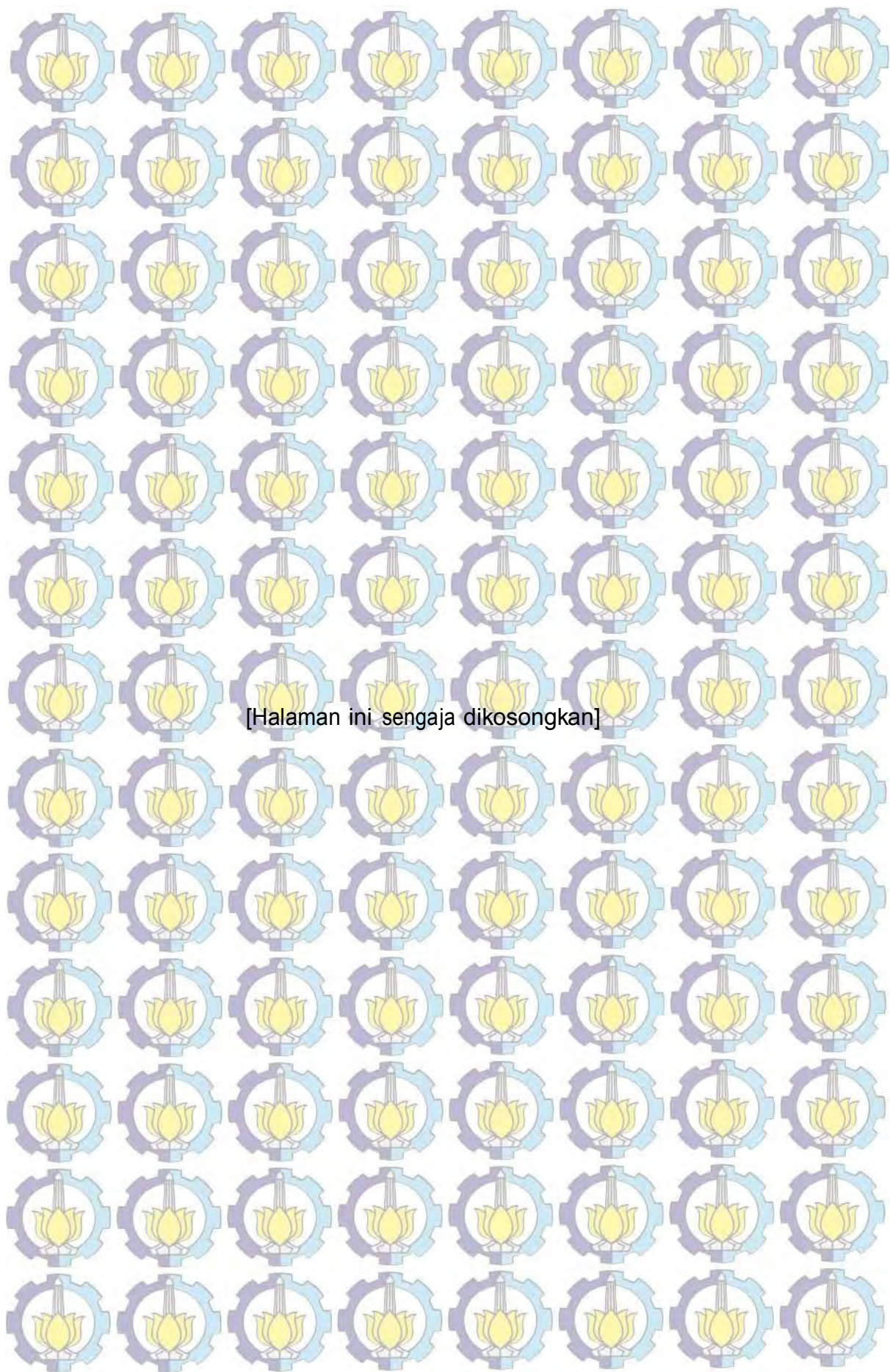
Gambar 2.1	Diagram Jarak Frekuensi Ultrasound (<i>Sumber : (Szabo, 2014)</i>)	6
Gambar 2.2	Bagian luar dari sebuah sistem pencitraan ultrasound. Sumber : (Szabo, 2014)	8
Gambar 2.3	<i>Pulse generation</i> (atas) dan deteksi sinyal (bawah). Sumber : (Szabo, 2014)	9
Gambar 2.4	<i>Beam forming</i> Sumber : (Szabo, 2014)	9
Gambar 2.5	<i>Keyboard</i> dan layar dari sebuah sistem pencitraan ultrasound. Sumber : (Mikla dan Mikla, July 2013)	10
Gambar 2.6	intravascular ultrasound. Sumber : www.achieva.com	11
Gambar 2.7	Kateter Jantung. Sumber : www.voaindonesia.com	12
Gambar 2.8	Pembuluh darah jantung yang telah menyempit. Sumber : <i>American Heart Organization</i>	13
Gambar 2.9	Pembuluh darah normal (kiri), Pembuluh darah yang sudah terjadi penyempitan (kanan). Sumber : <i>American Heart Organization</i>	14
Gambar 2.10	Penggunaan <i>adaptive histogram equalization</i> , (a). Citra asal (b). histogram citra asal (c). Citra <i>output</i> setelah penggunaan <i>adapthisteq</i> (d). Histogram citra <i>output</i> setelah penggunaan <i>adapthisteq</i>	18
Gambar 2.11	Penggunaan <i>adjust image</i> , (a). Citra asal (b). histogram citra asal (c). Citra <i>output</i> setelah penggunaan <i>adjust image</i> (d). Histogram citra <i>output</i> setelah penggunaan <i>adjust image</i>	19
Gambar 2.12	Penggunaan <i>gaussian low pass filter</i> , (a). Citra asal (b). Citra <i>output</i> setelah penggunaan <i>gaussian low pass filter</i>	21
Gambar 2.13	Pemberian masking 2x2 untuk operator sobel	22
Gambar 2.14	Pemberian masking 3x3 untuk operator sobel	22
Gambar 2.15	Penggunaan deteksi tepi menggunakan metode sobel, (a). Citra asal (b).	23
Gambar 2.16	citra masukan setelah deteksi tepi (kiri), citra setelah <i>voting</i> (kanan)	25
Gambar 2.17	Setiap titik pada ruang geometri (kiri) membuat sebuah lingkaran pada ruang parameter (kanan). Lingkaran pada ruang parameter memotong pada (a,b) yang merupakan titik tengah pada ruang parameter	25

Gambar 2.18	Setiap titik pada ruang geometri (kiri) membuat sebuah lingkaran pada ruang parameter (kanan). Lingkaran pada ruang parameter memotong pada (a,b) yang merupakan titik tengah pada ruang parameter	26
Gambar 2.19	Bentuk dari confusion matrix	27
Gambar 2.20	Contoh kurva ROC	29
Gambar 2.21	(a) Plot hubungan hipotetis antara sensitivitas dan spesifisitas dari tes pencitraan. Biasanya ada sebuah tradeoff antara sensitivitas dan spesifisitas. (b) Plot penerima hipotetis operasi kurva karakteristik. Penerima operasi kurva karakteristik hanyalah variasi sederhana dari plot sensitivitas terhadap spesifisitas. . . .	30
Gambar 3.1	Tahapan Penelitian	33
Gambar 3.2	a).Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan adaptive histogram equalization	37
Gambar 3.3	a).Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan adjust image	38
Gambar 3.4	a).Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan gaussian low pass filter	38
Gambar 3.5	a. Setiap titik tepi membentuk lingkaran untuk ruang akumulator b). Nilai tertinggi pada akumulator sebagai titik tengah.	39
Gambar 4.1	Proses pengujian untuk citra 15 kategori <i>false positive</i> (FP), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran	51
Gambar 4.2	Proses pengujian untuk citra 21 kategori <i>true negative</i> (TN), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran	52
Gambar 4.3	Proses pengujian untuk citra 23 kategori <i>false positive</i> (FP), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran	53
Gambar 4.4	Proses pengujian untuk citra 13 kategori <i>false negative</i> (FN), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran	54



Gambar 4.5 Proses pengujian untuk citra 19 kategori *false negative* (FN), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran 54

Gambar 4.6 Kurva ROC untuk identifikasi kateter jantung 57



DAFTAR PUSTAKA

- Aguardo, A. S. dan Nixon, M. S. (1995), 'A New Hough Transform Mapping for Ellipse Detection', *Department of Electronics and Computer Science, University of Southampton, UK* .
- Antolovic, D. (2008), 'Review of the Hough Transform Method, with an Implementation of the Fast Hough Variant for Line Detection', *Department of Computer Science, Indiana University and IBM Corporation* .
- Bovik, A. (2000), *Image & Video Processing*, Academic Press.
- Charman, D. M.Ed, R. (2010), 'Coronary Angio Cardiac Cath & Ablation Procedures'.
- Chen, C., Lu, L. dan Gao, Y. (2012), 'A New Concentric Circle Detection Method Based on Hough Transform', *International Conference on Computer Science & Education (ICCSE)* .
- Debon, R., Solaiman, B., Cauvin, J.-M., L., P. dan C., R. (2000), 'Aorta Detect in Ultrasound Medical Image Sequences using Hough Transform and Data Fusion', *IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* .
- Duda, R. O. dan Hart., P. E. (1971), *Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures.*, Artificial Intelligence Center.
- Eng, J. (2005), 'Receiver Operating Characteristic Analysis: A Primer¹', *Academic radiology* .
- Gonzalez, R. C. dan Woods, R. E. (1992), *Digital Image Processing*, Prentice Hall.
- Haase, C., a. S. D., Dossel, O. dan Grass, M. (2013), 'Model based 3D CS-catheter tracking from 2D X-ray projections : Binary versus attenuation models.', *Elsevier* .

Hahn, K., Jung, S., Han, Y. dan Hahn, H. (2008), 'A new Algorithm for Ellipse Detection by Curve Segments', *Elsevier Pattern Recognition Letters* 29 (2008) 1836-1841 .

Kerbyson, D. J. dan Atherton, T. (1995), 'Circle Detection Using Hough Transform Filters', *Image Processing and its AppliImage, IEEE* .

Khairousfaizal, W. M. K. W. M. dan Nor'aini, A. J. (2009), 'Eyes Detection in Facial IImage using Circular Hough Transform', *International Colloquium on Signal Processing & Its Applications (CSPA)* .

Mikla, V. dan Mikla, V. (July 2013), *Medical Imaging Technology*, Elsevier.

Nurtanio, I. (2013), Klasifikasi Kista dan Tumor pada Citra Panoramik Gigi Manusia, PhD thesis, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya.

Okman, O. E. dan Akar, G. B. (2013), 'A Circle Detection Approach Based on Radon Transform', *Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP), IEEE* .

Pan, L., Chu, W.-S., Saragih, J. M., Torre, F. D. L. dan M., X. (2011), 'Fast and Robust Circular Object Detecion with Probabilistic Pairwise Voting', *IEEE Signal processing Letters*, Vol 18, No. 11 .

Rhody, H. (2005), Lecture 10: Hough Circle Transform. Rochester Institute of Technology.

Saleh, R. (2 januari 2011), 'Katerisasi Jantung Lewat Tangan', *Tabloid Health*

Steven E. Nissen, M. dan Paul Yock, M. (2001), 'Intravascular Ultrasound Novel Pathophysiological Insights and Current Clinical Applications', *Circulation* 103:604-616 .

Szabo, T. L. S. (2014), *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out (Second Edition)*, Elsevier.

Team, M. (2004), *Image Processing Toolbox version 5*, The MathWorks, Inc.

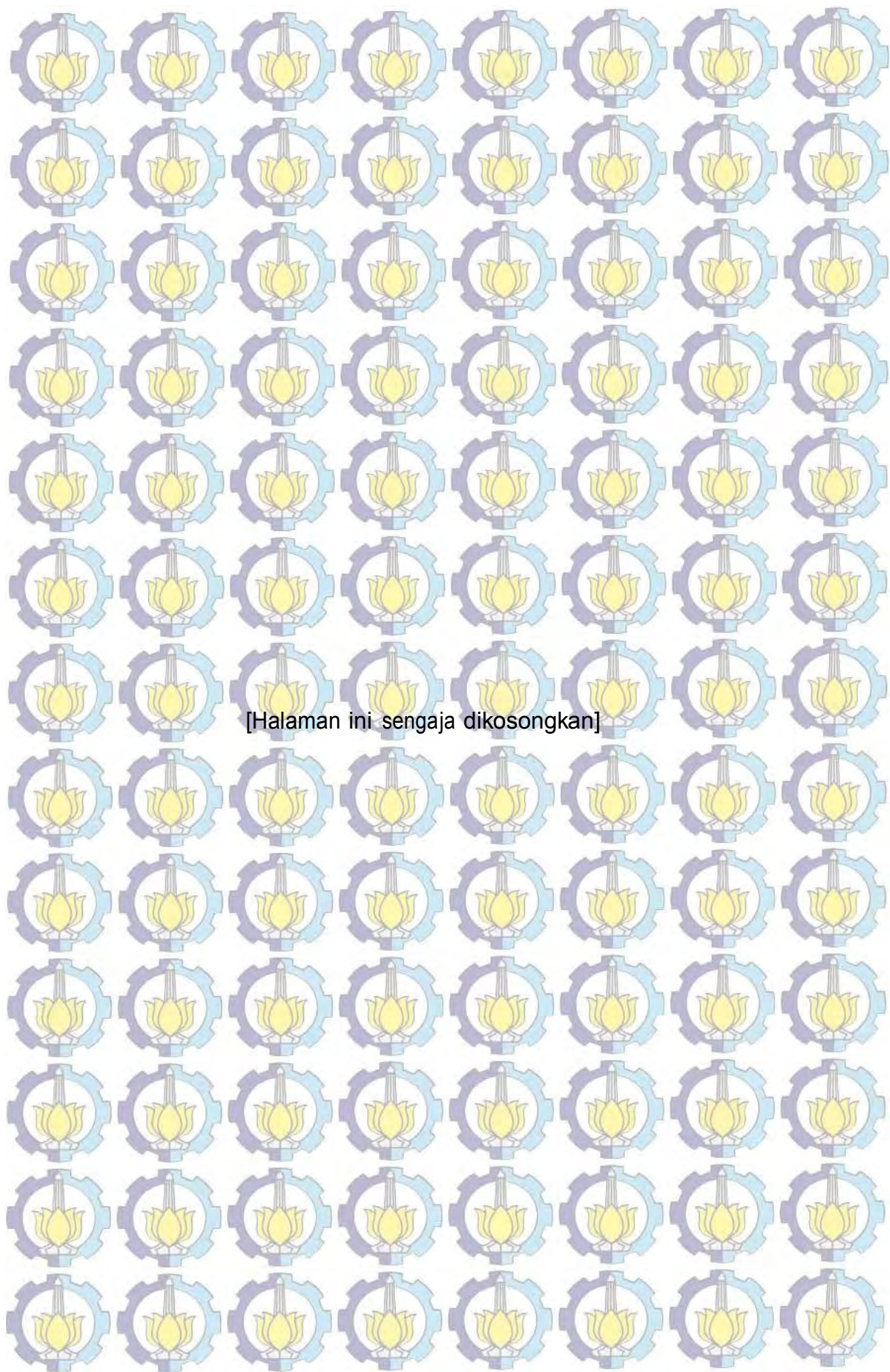
Vincent, O. dan Folorunso, O. (2009), 'A Descriptive Algorithm for Sobel Image Edge Detection', *Proceedings of Informing Science & IT Education Conference (InSITE)* .



Xie, Y. dan Ji, Q. (2002), 'A New Efficient Ellipse Detection Method', *IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* .

Yuen, H., Illingworth, J. dan Kittler, J. (1988), 'Ellipse Detection Using the Hough Transform', *Proceesings of the Alvey Vision Conference* .

Yussof, W. N. J. H. W., Hitam, M. S., Awalludin, E. A. dan Zainuddin, B. (2013), 'Performing Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization Technique on Combined Color Models for Underwater Image Enhancement', *International Journal of Interactive Digital Media*, Vol. 1(1). ISSN 2289-4098 .



[Halaman ini sengaja dikosongkan]

LAMPIRAN A BIODATA PENULIS



Rial Fauza, lahir di Geudong (Kab. Aceh Utara) pada tanggal 27 maret 1988, anak ketiga dari lima bersaudara dari pasangan Bapak Jailani dan Ibu Nuraini. Penulis menjalani masa pendidikan SD, MTsN, dan SMA di Kabupaten Aceh Utara dan Kota lhokseumawe. Pada tahun 2006, penulis mengenyam pendidikan Diploma IV di Politeknik Negeri Lhoseumawe pada Jurusan Teknik Elektro Program Studi Teknik Informatika dan lulus pada tahun 2010. Penulis mempunyai keinginan kuat menjadi salah satu dosen di Indonesia, berkat bantuan biaya pendidikan dari DIKTI, penulis meneruskan pendidikan magister pada tahun 2013 di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya dengan mengambil bidang keahlian **Jaringan Cerdas Multimedia (JCM)** Program Studi Teknik Elektro dan Alhamdulillah bisa menyelesaikan studi pada tahun 2015.

Contact Person:
rial.sst@gmail.com

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Jantung koroner disebabkan oleh penyempitan pembuluh darah jantung yang memasok darah dan oksigen ke jantung. Penyempitan ini disebabkan oleh pembentukan plak di dinding pembuluh darah yang dikenal pula sebagai pengerasan arteri. Pembentukan plak ini sangat dipengaruhi oleh gaya hidup tidak sehat yang berlangsung selama bertahun-tahun. Faktor lain yang mempengaruhi kemungkinan terjadinya jantung koroner adalah kolesterol tinggi, merokok, diabetes, masalah berat badan (obesitas), dan lain sebagainya. Oleh karena itu, tingkat kematian pasien yang memiliki penyakit jantung koroner cukup tinggi. Untuk Indonesia, saat ini penyakit jantung koroner merupakan penyebab kematian nomor satu.

Katerisasi jantung merupakan tindakan medis untuk mencegah lebih dini terjadinya penyakit jantung koroner. Tujuan utama dari prosedur ini untuk melebarkan pembuluh darah koroner yang mulai menyempit dengan menggunakan kateter khusus yang ujungnya mempunyai *stent* jantung. *Stent* jantung dimasukkan dan ditempatkan tepat pada bagian pembuluh darah jantung yang menyempit, sehingga penyempitan tersebut menjadi terbuka.

Prosedur pemasangan kateter saat ini menggunakan mesin x-ray. Kekurangan dari penggunaan mesin x-ray adalah efek radiasi yang akan terus dipancarkan selama proses pemasangan kateter berlangsung. Sehingga penggunaan alat yang tidak membahayakan pasien diperlukan, salah satunya mesin ultrasound. Mesin ultrasound merupakan salah satu mesin yang banyak digunakan untuk mendiagnosis berbagai penyakit. Kemampuan mesin ultrasound dalam menampilkan gambar anatomi, bentuk, gerakan dan organ-organ tubuh sehingga banyak digunakan untuk pemeriksaan kesehatan. Dengan memanfaatkan gelombang ultrasonik pada frekuensi tinggi untuk menghasilkan *imaging* tanpa radiasi, tidak menimbulkan rasa sakit (*non traumatic*), dan tidak menimbulkan efek samping merupakan keuntungan dari penggunaan mesin ultrasound. Penggunaan mesin ultrasound untuk pemasangan kateter jantung dapat menghindarkan pasien dari efek radiasi x-ray selama 2-3 jam. Bagian kateter jantung yang tampak pada citra *intravascular* ultrasound

berbentuk lingkaran atau setengah lingkaran.

Penelitian sebelumnya yang spesifik untuk mendeteksi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound belum ada. Penelitian terkait yang dapat penulis jadikan referensi untuk mendukung keberhasilan penelitian ini yaitu, (Okman dan Akar, 2013) menggunakan transformasi Radon untuk mendeteksi sebuah lingkaran. (Chen, Lu dan Gao, 2012) menggunakan metode baru untuk mendapatkan titik tengah lingkaran berdasarkan transformasi Hough. Metodenya merupakan kombinasi dari *gradient* transformasi Hough dengan transformasi Hough 1 dimensi. (Kerbyson dan Atherton, 1995) memformulasikan sebuah teknik untuk mendeteksi jari-jari lingkaran dengan cara yang berbeda menggunakan ruang parameter tunggal berdasarkan transformasi Hough. (Khairrosfaizal dan Nor'aini, 2009) menggunakan *circular Hough transform* untuk mendeteksi bagian lingkaran pada mata dan menandainya pada citra. (Pan, Chu, Saragih, Torre dan M., 2011) menunjukkan penggunaan *Probabilistic Pairwise Voting* (PPV), untuk mendeteksi objek lingkaran berdasarkan ekstensi transformasi Hough.

Transformasi Hough juga digunakan untuk mendeteksi elips. (Yuen, Illingworth dan Kittler, 1988) menggunakan transformasi hough untuk mendeteksi elips pada sebuah *template*. (Hahn, Jung, Han dan Hahn, 2008) menggunakan sebuah metode baru digunakan untuk mendeteksi elips dari segmentasi sebuah kurva. Metode tersebut menggabungkan titik pada kontur elips dari segmentasi kurva dan menggabungkannya jika semua titik-titik tersebut berasal dari elips yang sama. Sedangkan (Xie dan Ji, 2002) mengenalkan cara untuk mengidentifikasi elips secara lebih efisien dari waktu komputasi dan beban memori yang besar. Mereka mengubah parameter elips menjadi satu dimensi sehingga menjadikannya lebih efisien.

Debon, dkk (Debon, Solaiman, Cauvin, L. dan C., 2000), membahas tentang identifikasi posisi dan bentuk *aorta* berdasarkan data *fusion*, dan model transformasi hough. *Aorta* memiliki bentuk yang signifikan dan variasi posisi selama semua data akuisisi berurutan, konsekuensinya kondisi kontinuitas tidak selalu terpenuhi. Meskipun jarak kecil antara dua *slice* yang berurutan (1mm), bentuk dan variasi posisi ditentukan juga oleh pernafasan pasien, peredaran darah, anatomi tubuh, dan lain sebagainya. Haasea dkk (Haase, Dossel dan Grass, 2013), meneliti metode untuk registrasi model 3D *Coronary sinus* (CS) kateter yang mampu memperbaiki bentuk proyeksi 2D. Algoritma *tracking* menginisialisasi model CS-kateter dengan posisi dan bentuk 3D berdasarkan proyeksinya dengan visibilitas yang baik dari seluruh

kateter.

Kateter jantung berbentuk selang yang berdiameter 1,5-2 mm sehingga mempunyai bentuk lingkaran pada citra 2 dimensi. Selain berbentuk lingkaran, kateter jantung pada citra 2 dimensi bisa berbentuk lingkaran tidak sempurna.

1.2 Rumusan Masalah

Kualitas citra yang rendah dan banyaknya *noise* dari citra *intravascular* ultrasound menyulitkan proses identifikasi objek kateter jantung. Selain itu, kateter jantung yang tampak dari citra *intravascular* ultrasound tidak hanya berbentuk lingkaran. Keberadaan *noise* yang menutupi bagian objek kateter bisa menyebabkan bentuk kateter jantung yang tampak dari citra *intravascular* ultrasound lingkaran tidak sempurna. Dengan banyaknya variasi bentuk kateter jantung yang tampak dari citra *intravascular* ultrasound, dibutuhkan metode yang handal untuk mampu mengidentifikasi semua bentuk tersebut.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini untuk mengidentifikasi objek kateter jantung yang ada dalam pembuluh darah berdasarkan citra *intravascular* ultrasound. Metode yang digunakan untuk membantu keberhasilan penelitian ini harus cepat, handal dan akurat dalam mendeteksi objek kateter. Oleh karena itu, penulis menggunakan metode *circular Hough transform* yang dapat mengenali berbagai variasi bentuk dari lingkaran. Metode ini bisa diaplikasikan pada penelitian ini karena bentuk objek kateter jantung yang dihasilkan dari citra *intravascular* ultrasound berbentuk lingkaran atau lingkaran tidak sempurna.

1.4 Hipotesa Penelitian

1. Pembuluh darah dan kateter jantung berbentuk lingkaran. Kateter jantung berada didalam pembuluh darah berdasarkan proses pemasangan kateter jantung.
2. Objek kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound berbentuk lingkaran atau lingkaran tidak sempurna.
3. Identifikasi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound dilakukan dengan cara mengidentifikasi objek lingkaran atau lingkaran tidak sempurna yang ada pada citra *intravascular* ultrasound.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini bisa mengidentifikasi objek kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound yang memiliki banyak *noise*, sehingga

membantu pihak-pihak yang berkepentingan untuk menunjang aktifitas pekerjaan yang mereka tekuni, misalnya para dokter bedah yang dapat mengetahui letak dan bentuk kateter pada saat proses katerisasi jantung kepada pasien apabila hasil dari penelitian ini dapat diaplikasikan pada kehidupan nyata di waktu yang akan datang. Dengan ini diharapkan *human error* pada proses katerisasi jantung dapat direduksi secara baik.

BAB II

KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

Pada bab ini dijelaskan mengenai teori-teori yang menunjang dalam menyelesaikan penelitian ini, diantaranya teori tentang ultrasound, proses pemasangan kateter, *circular Hough Transform*, lingkaran, dan lain sebagainya.

2.1 Ultrasound Imaging

2.1.1 Definisi dan Sejarah Ultrasonografi

Ultrasound imaging atau ultrasonografi merupakan metode diagnosis yang sangat penting untuk keperluan analisis medis. Ultrasonografi atau yang lebih dikenal dengan istilah USG, misalnya dalam kasus kehamilan, digunakan oleh dokter spesialis kandungan untuk memperkirakan usia kandungan, jenis kelamin bayi, dan memperkirakan hari persalinan. Dalam dunia kedokteran secara luas, ultrasonografi digunakan sebagai alat bantu untuk melakukan diagnosa bagian tubuh yang terbangun dari cairan. Selain itu, ultrasonografi juga sering digunakan untuk keperluan *kardiologi*, *endokrinologi*, *ginekologi*, *obstetrik*, *ophthalmologi*, *urologi*, *intravascular ultrasound*, dan *contras enhanced ultrasound*.

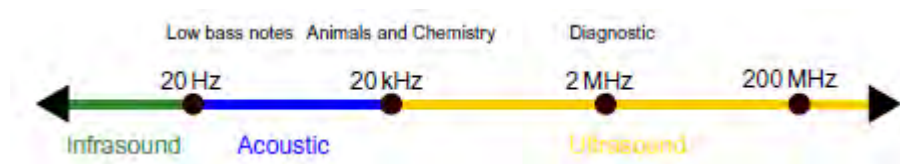
Bertahun-tahun setelah penemuan sinar X pada tahun 1895 oleh Wilhelm Conrad Röntgen, Penggunaan radiasi *ionizing* untuk pencitraan diagnostik merupakan satu-satunya metode untuk memvisualisasi bagian dalam tubuh. Pada tahun 1880, fisikawan Perancis Pierre dan Jacques Curie menemukan material *piezoelektrik*. Fisikawan Perancis Paul Langevin mencoba untuk mengembangkan material *piezoelektrik* sebagai *transmitter* dan *receiver* dari gangguan mekanis frekuensi tinggi (gelombang ultrasound). Langevin mengembangkan USG untuk gempa bawah air mulai dari benda terendam dengan kristal kuarsa pada frekuensi 150 kHz. Aplikasi spesifiknya adalah penggunaan USG untuk mendeteksi kapal selam selama Perang Dunia I. (Mikla dan Mikla, July 2013)

Ultrasonografi adalah salah satu metode yang menunjukkan potensi khusus dan manfaat yang lebih besar dari pada pencitraan berbasis sinar-X. Penggunaan ultrasonografi untuk keperluan medis dimulai sekitar tahun 1930-

an, yang terbatas penggunaannya untuk kepentingan terapi seperti pengobatan kanker dan terapi fisik untuk berbagai penyakit. Akhir abad 20, penggunaan ultrasonografi menjadi semakin umum dalam praktek medis dan rumah sakit di seluruh dunia. Berbagai Manfaat dan keunggulan ultrasonografi sehingga lebih umum digunakan dibandingkan X-ray. Hal ini mengakibatkan perubahan signifikan dalam prosedur pencitraan diagnostik. (Mikla dan Mikla, July 2013)

Ultrasound adalah istilah yang digunakan untuk menggambarkan suara frekuensi di atas 20.000 Hertz (Hz), di luar jangkauan pendengaran manusia. Frekuensi 1-30 megahertz (MHz) khusus untuk USG diagnostik dapat dilihat pada Gambar 2.1. *Diagnostic ultrasound imaging* tergantung pada analisis komputer dari merefleksikan gelombang ultrasound, yang menampilkan citra struktur dalam tubuh. Resolusi yang lebih tinggi diperoleh dengan panjang gelombang yang lebih pendek, panjang gelombang berbanding terbalik dengan frekuensi. Namun, penggunaan frekuensi tinggi dibatasi oleh hilangnya kekuatan sinyal sehingga penetrasi kedalaman menjadi lebih pendek. Untuk alasan ini, perbedaan jarak frekuensi digunakan untuk pemeriksaan bagian tubuh yang berbeda seperti ditunjukkan pada Gambar 2.1:

1. 3-5 MHz digunakan untuk area perut
2. 5-10 MHz digunakan untuk bagian-bagian kecil dan dangkal
3. 10-30 MHz digunakan untuk kulit dan mata.



Gambar 2.1: *Diagram Jarak Frekuensi Ultrasound* (Sumber : (Szabo, 2014))

2.1.2 Jenis-Jenis Mesin Ultrasound

Sistem *imaging diagnostic* modern terus berkembang dan hasilnya menjadi lebih rumit dengan model dan fitur-fitur baru. Penggunaan klinis dari sistem pencitraan ultrasound menjadi faktor utama yang perlu diperhatikan. Sistem pencitraan Ultrasound mempunyai beberapa kategori yang umum digunakan yaitu:

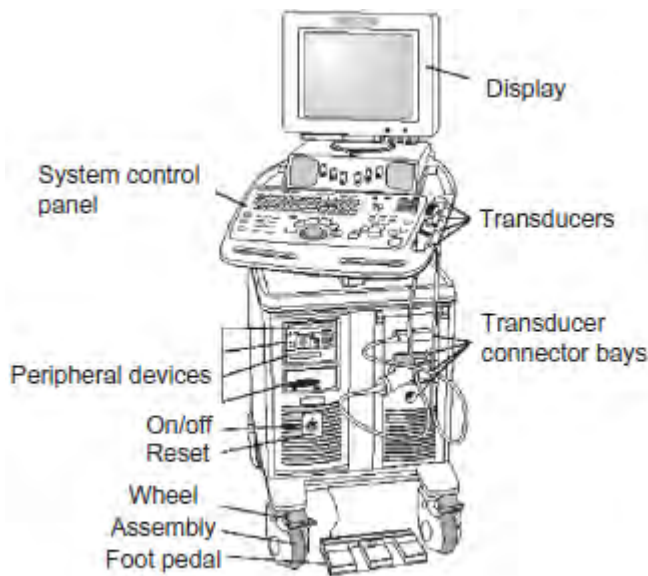
1. Sistem *high-end* : sistem ultrasound terbaru, mempunyai fitur-fitur terbaru, dan umumnya menghasilkan gambar terbaik.
2. Sistem *mid-range* : tidak memiliki fitur selayaknya ultrasound *high-end*, tetapi memiliki pilihan sempurna yang diperlukan untuk menghasilkan gambar yang sangat baik dalam berbagai aplikasi klinis.
3. Sistem *low-end* : biasanya terbatas dalam fungsi dan sering dirancang untuk menutupi aplikasi klinis yang spesifik.
4. Sistem *portable* : sistem ultrasound dengan biaya paling murah
5. Sistem *pocket* : sistem ultrasound dengan biaya paling mahal

Industri pencitraan ultrasound mengalami perubahan yang dinamis. Tren terbaru sekarang, fitur *high-end* cenderung bermigrasi ke bawah menjadi sistem *mid-range* dan akhirnya menjadi sistem *low-end* dari waktu ke waktu. Migrasi ini disebabkan oleh kebutuhan untuk terus eksis di pasar industri untuk menggantikan fitur yang sudah dengan fitur baru. Penyebab lainnya pengembangan-pengembangan peralatan terbaru yang memiliki kemampuan selayaknya ultrasound.

Gambar 2.2 merupakan salah satu contoh mesin ultrasound. Pada gambar tersebut menampilkan bagian luar dari sistem pencitraan ultrasound. Display terpasang pada *chassis* dengan roda untuk portabilitas. Di sisi kanan, beberapa *array transducer* disimpan, melekat pada sistem melalui beberapa konektor *transducer*. Di bawah layar, *keyboard*, tombol-tombol, dan switch untuk mengendalikan sistem. Perangkat *peripheral*, seperti rekaman media dan konektor tambahan juga dapat dilihat. Tombol on/off juga mudah ditemukan. (Szabo, 2014)

2.1.3 Prinsip Kerja Ultrasound

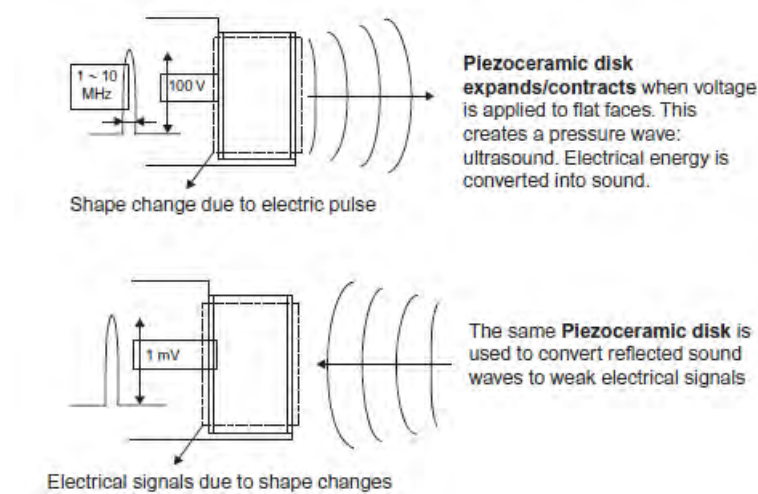
Cara kerja ultrasound didasarkan pada prinsip '*pulse-echo*' di mana gelombang ultrasonografi dipancarkan dari *transducer* dan diarahkan ke dalam jaringan. Gema yang dihasilkan merupakan hasil interaksi suara dengan jaringan, dan beberapa di antaranya berbalik kembali ke *transducer*. Dengan waktu periode yang berlalu antara *transducer* dan struktur produksi gema dapat dihitung dan sebuah citra yang dibentuk terlihat seperti pada Gambar 2.3 dan Gambar 2.4. (Mikla dan Mikla, July 2013)



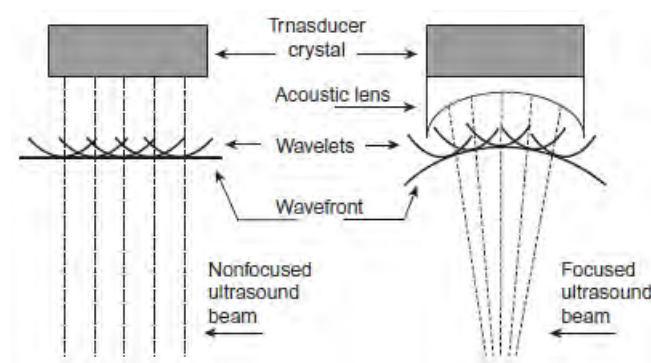
Gambar 2.2: *Bagian luar dari sebuah sistem pencitraan ultrasound. Sumber : (Szabo, 2014)*

Komponen-komponen umum yang digunakan sebagai Kontrol utama dalam panel kontrol sistem ultrasound (digambarkan pada Gambar 2.5) adalah sebagai berikut: (Szabo, 2014)

1. *Probe* atau *transducer selection* : Biasanya 2-4 *transducer* dapat dipasang ke konektor sistem pencitraan, sehingga *switch* ini memungkinkan pengguna untuk mengaktifkan salah-satunya pada suatu waktu.
2. *Mode selection* : ini menyediakan sarana untuk memilih mode operasi, seperti 2B-mode, aliran warna, M-mode, atau Doppler, secara individual atau dalam kombinasi (operasi *duplex* atau *triplek*).
3. *Depth of scan control* : digunakan untuk menyesuaikan sudut pandang (scan mendalam dalam sentimeter).
4. Fokus atau *transmit focal length selection* : Hal ini memungkinkan lokasi dari *transmit focal length* untuk dipindahkan ke daerah tujuan yang disukai. Lokasi kedalaman bidang fokus adalah biasanya ditunjukkan dengan sebuah simbol $>$.
5. Kontrol *Time Gain Compensation* (juga *depth gain compensation*,



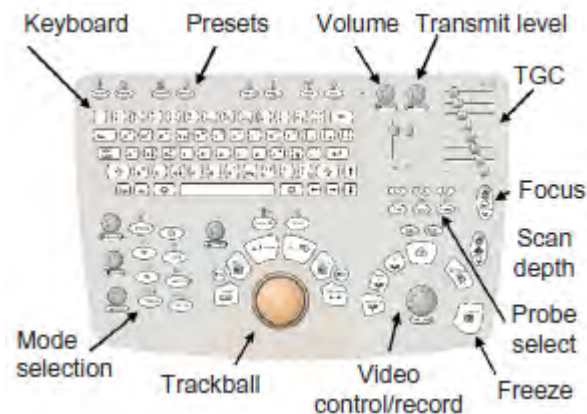
Gambar 2.3: *Pulse generation (atas) dan deteksi sinyal (bawah). Sumber : (Szabo, 2014)*



Gambar 2.4: *Beam forming Sumber : (Szabo, 2014)*

time gain control, time gain control, sensitivity-time control, dll) : ini digunakan untuk menampilkan gambar misalnya dalam bentuk *slide*.

6. *Transmit level control* : Menyesuaikan amplitudo dari *transmitter* (hal ini dilakukan otomatis pada beberapa sistem).
7. *Display controls* : utamanya, kontrol ini memungkinkan optimalisasi penyajian informasi pada layar dan termasuk sebuah *logarithmic compression control*, pemilihan *preprocessing* dan kurva *postprocessing*, dan *color maps*, serta kemampuan untuk menyesuaikan ukuran gambar dari mode individu yang dipilih untuk operasi *multimode*. Penyediaan biasanya dibuat untuk merekam gambar video, memutar video, membandingkan dan mengirimnya dalam berbagai format.



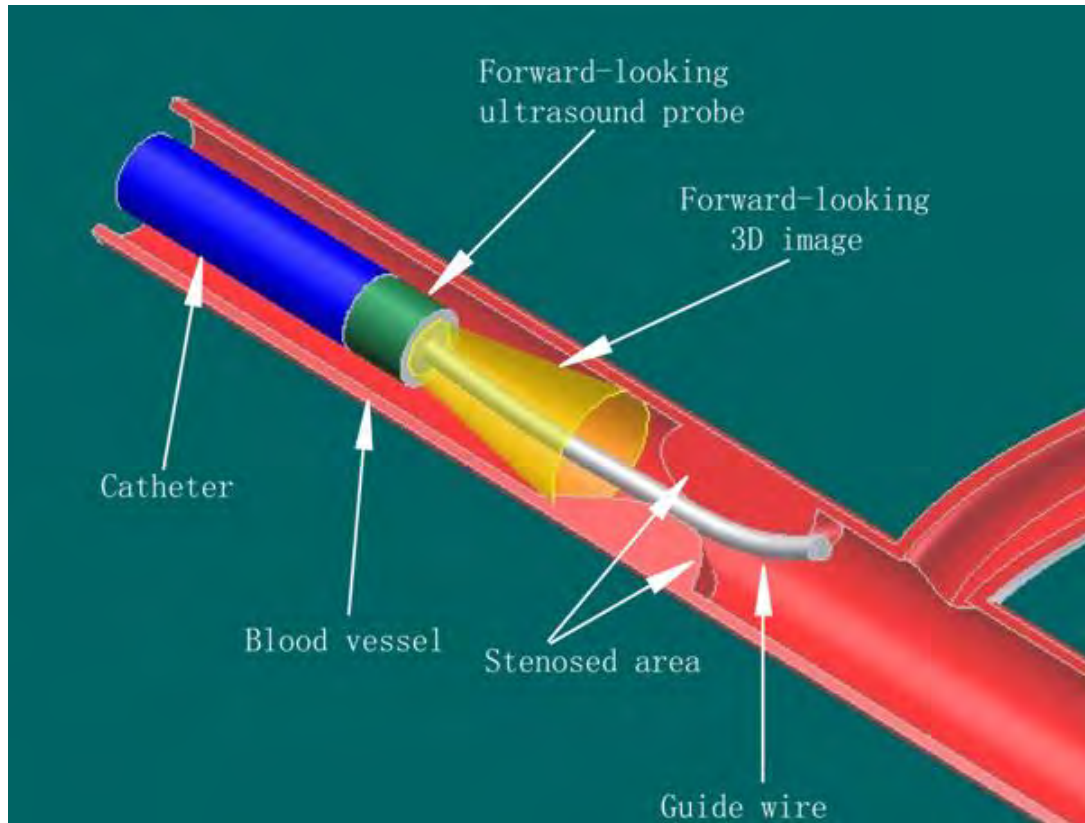
Gambar 2.5: Keyboard dan layar dari sebuah sistem pencitraan ultrasound.
 Sumber : (Mikla dan Mikla, July 2013)

2.1.4 Intravascular Ultrasound (IVUS)

Intravascular ultrasound adalah sebuah tes yang menggunakan ultrasound untuk melihat kedalam pembuluh darah. Hal ini sangat berguna untuk mengevaluasi pembuluh koroner yang menyuplai darah dan oksigen ke jantung. *intracascular ultrasound* merupakan sebuah perangkat ultrasound kecil yang melekat pada bagian atas selang kecil yang disebut kateter. Kateter dan perangkat *intracascular ultrasound* dimasukkan ke pembuluh darah di daerah pangkal paha samapi ke jantung. Hal ini berbeda dari Duplex ultrasound konvensional, yang dilakukan dari luar tubuh Anda dengan menempatkan transduser pada kulit.

Komputer mengukur bagaimana pantulan suara yang diterima *tranducer* menciptakan pencitraan dari pembuluh darah. Oleh karena itu *intracascular ultrasound* memberikan informasi tentang pembuluh darah koroner dari dalam ke luar yang ditampilkan pada monitor komputer. IVUS hampir selalu dilakukan pada akhir *angioplasty* dengan penempatan *stent*, atau kateterisasi jantung. *Angioplasty* memberikan tampilan umum pada pembuluh darah koroner, tetapi tidak bisa menunjukkan dinding pembuluh darah. Gambar IVUS menunjukkan dinding pembuluh darah dan dapat menunjukkan kolesterol dan timbunan lemak (plak). Penumpukan yang disebabkan oleh kolesterol dan lemak dapat meningkatkan resiko serangan jantung. Prosedur ini biasanya dilakukan untuk menempatkan *stent* secara tepat selama proses *angioplasty*. Ini mungkin juga dilakukan untuk menentukan dimana *stent* harus ditempatkan. IVUS juga mungkin dilakukan untuk melihat aorta dan struktru dari dinding pembuluh darah (dapat menunjukkan plak), dan mencari

pembuluh darah yang termasuk dalam diseksi aorta. Gambar 2.6 menunjukkan gambar pemasangan perangkat IVUS.



Gambar 2.6: *intravascular ultrasound*. Sumber : www.achieva.com

Intravascular ultrasound (IVUS) merupakan tambahan berharga untuk *angiography*, memberikan wawasan baru untuk diagnosis dan terapi penyakit koroner. *Angiography* hanya menggambarkan siluet 2D dari lumen, sedangkan IVUS memungkinkan penilaian tomografi daerah lumen, ukuran plak, distribusi, dan komposisi. Keamanan dari IVUS baik didokumentasikan, dan penilaian dimensi luminal merupakan aplikasi penting dari prosedur ini. Studi banding menunjukkan perbedaan terbesar antara *angiography* dan ultrasound setelah *mechanical interventions*. Tingkatan dan kronis penyakit dengan *angiography* dan ultrasound sering menyimpang. (Steven E. Nissen dan Paul Yock, 2001)

Peralatan yang dibutuhkan untuk melakukan *intracoronary ultrasound* terdiri dari 2 komponen utama, kateter yang digabungkan dengan *transducer* yang berukuran sangat kecil dan konsol elektronik yang diperlukan untuk merekonstruksi gambar. Frekuensi tinggi ultrasound yang digunakan, biasanya

berpusat di 20 sampai 50 MHz dan memberikan resolusi yang sangat baik. Pada 30 MHz, panjang gelombang adalah 50 mm, menghasilkan sudut resolusi 150 mm. Penentu resolusi lateral lebih rumit dan tergantung pada kedalaman pencitraan, rata-rata 250 mm pada diameter koroner. Ukuran kateter saat ini berkisar antara 0,87-1,17 mm dan dapat ditempatkan melalui kateter. (Steven E. Nissen dan Paul Yock, 2001)

2.2 Proses Pemasangan Kateter

Proses pemasangan kateter atau yang lebih dikenal dengan 'katerisasi jantung' sudah dikenal luas oleh masyarakat. Katerisasi jantung adalah tindakan yang dilakukan untuk mendeteksi adanya penyumbatan di pembuluh darah koroner jantung dengan tingkat keakuratan tertinggi bisa mencapai 99 persen. Katerisasi jantung merupakan pemeriksaan yang bertujuan untuk melihat struktur serta fungsi jantung, termasuk ruang jantung, katup jantung, serta pembuluh darah jantung termasuk pembuluh darah koroner terutama untuk mendeteksi adanya pembuluh darah yang tersumbat atau tidak. (Saleh, 2 Januari 2011) (Charman, 2010) .

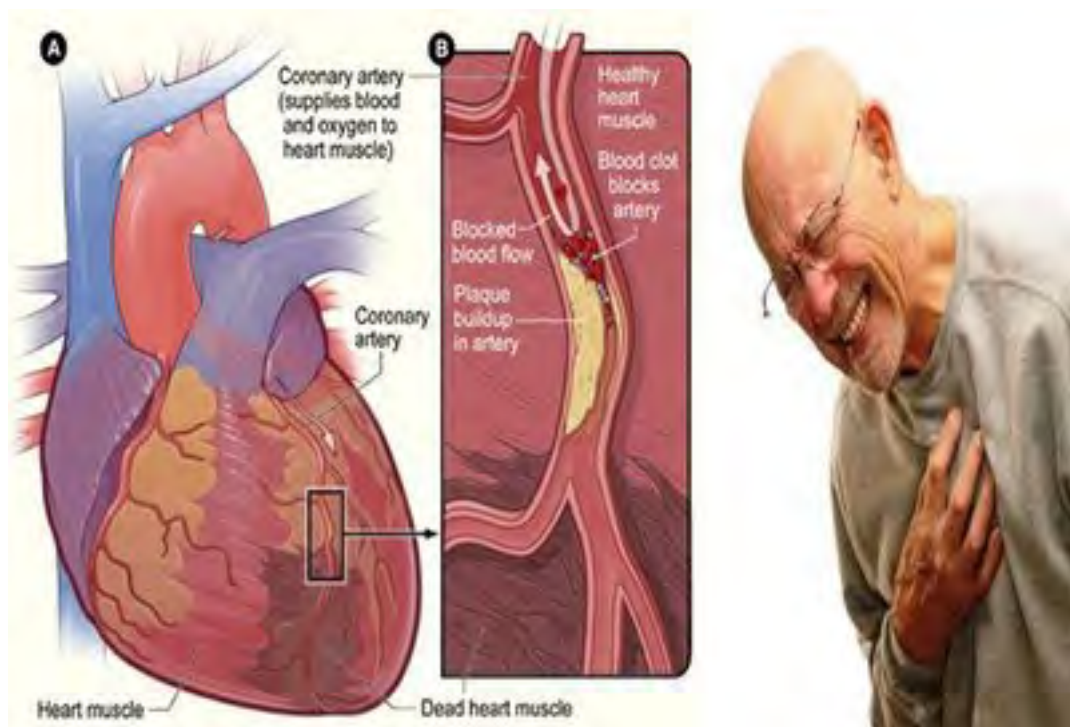
Gambar 2.7 dibawah ini merupakan gambar dari kateter.



Gambar 2.7: *Kateter Jantung*. Sumber : www.voaindonesia.com

Prosedur pemasangan kateter jantung dilakukan oleh dokter spesialis jantung invasif (*Interventionist cardiologist*) dengan menggunakan alat *Angiography*, dilakukan dengan cara memasukkan selang kateter yang berdiameter 1,5-2 mm melalui *arteri radialis* di pergelangan tangan, atau *arteri femoralis* di pangkal paha. Kateter masuk sampai mencapai pangkal *arteri koroner* yang telah menyempit seperti ditunjukkan pada Gambar 2.8.

setelah sampai pada pembuluh koroner jantung, zat kontras disuntikkan melalui kateter untuk membuat *arteri koroner* terlihat saat dipantau dengan menggunakan *fluoroskopi* sinar X-ray. Zat kontras juga dapat disuntikkan ke dalam ruangan jantung, untuk mendapatkan gambaran anatomi dan aliran darah dari ruang jantung. Hasil dari prosedur kateterisasi jantung menunjukkan lokasi dan derajat penyempitan atau penyumbatan dari *arteri koroner*. Gambar 2.9 dibawah ini menunjukkan citra pembuluh darah jantung normal dan terjadi penyempitan yang diambil melalui citra x-ray.



Gambar 2.8: *Pembuluh darah jantung yang telah menyempit.* Sumber : American Heart Organization

Tujuan utama dari prosedur ini adalah untuk diagnosis penyakit jantung koroner. Semua pemeriksaan lainnya seperti EKG, tes *Treadmil*, atau CT scan jantung, harus dikonfirmasi dengan kateterisasi jantung untuk memastikan ada tidaknya penyempitan koroner, berat ringannya penyempitan, dan lokasi penyempitan. Tindakan pemasangan stent atau PCI (*Percutaneous Coronary Intervention*) dan bedah *bypass* koroner atau CABG (*Coronary Artery Bypass Grafting*) mutlak harus berdasarkan hasil pemeriksaan kateterisasi jantung. Kateterisasi jantung tidak hanya untuk melihat pembuluh koroner. Kateterisasi jantung juga dapat memeriksa tekanan dan saturasi oksigen ruang-ruang



Gambar 2.9: *Pembuluh darah normal (kiri), Pembuluh darah yang sudah terjadi penyempitan (kanan). Sumber : American Heart Organization*

jantung dan pembuluh darah besar (*aorta*, paru, dan *vena kava*). Pemeriksaan ini bertujuan untuk diagnostik dan persiapan tindakan lebih lanjut pada penyakit-penyakit jantung bawaan dan katup jantung tertentu.

Peralatan yang digunakan saat ini untuk prosedur pemasangan jantung adalah:

1. Perangkat *Rontgen*

Perangkat *rontgen* yang digunakan dengan sistem TV Monitor yang mempunyai *Image Intensifying* beresolusi tinggi yang dilengkapi dengan *cineangiografi* (film *cine* atau CD) atau bisa juga dengan menggunakan film *changer*, Misalnya C-Arm atau U-Arm.

2. Mesin Injektor

Berfungsi untuk memasukkan cairan kontras dalam jumlah yang banyak dan mempunyai tekanan atau kecepatan yang dapat diatur.

3. Peralatan *emergency*

Peralatan *emergency* yang dibutuhkan adalah *defibrillator*, *trolley emergency*, oksigen (O₂), obat-obatan *emergency*

4. Peralatan steril

5. *Introducer, Sheath, Dilator, Guide Wire*

6. Kateter

7. Sones, Judkin, Castilo, Amplatz, Scoonmaker, Pigtail, NIH, dll

2.3 Lingkaran

Lingkaran adalah suatu bentuk yang mempunyai titik-titik yang berjarak sama dari suatu titik tetap. Titik tetap tersebut dinamakan pusat lingkaran. Persamaan (2.1) merupakan persamaan lingkaran yang mempunyai titik tengah di $(0, 0)$.

$$x^2 + y^2 = R^2 \quad (2.1)$$

Berdasarkan persamaan (2.1), apabila titik tengah sebuah lingkaran berada di (a, b) maka persamaan lingkaran dapat dirumuskan seperti yang ditunjukkan pada persamaan (2.2)

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = R^2 \quad (2.2)$$

Selain itu, persamaan lingkaran akan berubah menjadi persamaan (2.3) apabila secara implisit tidak diketahui titik tengah dan jari-jarinya.

$$\begin{aligned} x^2 + y^2 + ax + by + c &= 0 \\ \text{Pusat} &= \left(\frac{-a}{2}, \frac{-b}{2} \right) \\ r &= \sqrt{\text{Pusat}^2 - c} \end{aligned} \quad (2.3)$$

2.4 *Adaptive histogram equalization* (AHE)

Teknik *image enhancement* telah sering diterapkan untuk pengolahan citra dan aplikasi computer vision untuk meningkatkan probabilitas keberhasilan untuk *image processing*. Teknik *image enhancement* sangat berguna dimana sebuah gambar dengan lebih mudah dibedakan detail tekstur dan warna yang lebih baik. Peningkatan citra adalah salah satu bagian yang sangat penting dalam pengolahan citra tingkat rendah. Tujuannya untuk meningkatkan kualitas gambar yang memiliki nilai kontras yang rendah, untuk memperbesar perbedaan nilai intensitas antara objek dan *background* citra untuk meningkatkan *interpretability* atau persepsi informasi yang terdapat pada citra.

Banyak metode yang telah dikembangkan dan dapat dibagi menjadi dua kelas metode yaitu metode lokal dan global. Metode lokal menggunakan pendekatan berbasis fitur dan fitur lokal dapat diperoleh dengan menggunakan operator deteksi tepi atau dengan menghitung statistik lokal seperti mean lokal, standar deviasi. Ini berguna untuk peningkatan kontras dengan memodifikasi metode fitur berbasis *features*. Metode umum adalah untuk mendefinisikan kontras yang pertama dan meningkatkan kontras gambar

dengan meningkatkan rasio kontras. Metode lain menggunakan modifikasi histogram lokal untuk meningkatkan kontras gambar di daerah atau bagian tertentu *adaptive histogram equalization*.

Penggunaan metode *adaptive histogram equalization* (AHE) dianggap mudah karena kesederhanaan dan relatif lebih baik kinerja pada hampir semua jenis gambar. Pengoperasian AHE dilakukan oleh *remapping* tingkat abu-abu citra berdasarkan distribusi probabilitas dari tingkat masukan abu-abu. Metode AHE sangat efektif digunakan tidak hanya dalam meningkatkan seluruh gambar tetapi juga dalam meningkatkan detail tekstur. Hal ini juga membuat perubahan urutan tingkat warna abu-abu gambar asli benar-benar terkendali. Dengan demikian dapat meningkatkan gambar lebih efektif.

Histogram equalization biasanya menggunakan transformasi yang sama berasal dari histogram gambar untuk mengubah semua piksel. Hal ini bekerja dengan baik ketika distribusi nilai pixel sama pada seluruh gambar. Tapi, ketika gambar berisi daerah yang secara signifikan terang atau lebih gelap dari sebagian besar gambar, kontras di daerah-daerah tidak akan cukup ditingkatkan. AHE dapat melakukan hal ini dengan mengubah setiap pixel dengan fungsi transformasi yang berasal dari daerah sekitarnya. AHE Ini pertama kali dikembangkan untuk digunakan dalam menampilkan kokpit pesawat Dalam bentuk yang paling sederhana, setiap pixel berubah berdasarkan histogram dari sebuah persegi yang mengelilingi piksel. Penurunan fungsi transformasi dari histogram adalah persis sama dengan *histogram equalization*. Fungsi transformasi sebanding dengan fungsi kumulatif distribusi dari nilai pixel sekitar.

Sifat-sifat yang dimiliki oleh AHE yaitu:

1. Ukuran wilayah sekitar adalah parameter metode. Ini merupakan karakteristik dari *length scale*. Kontras pada skala yang lebih kecil ditingkatkan, sementara kontras pada skala yang lebih besar dikurangi.
2. Karena sifat dari *histogram equalization*, nilai hasil pixel bawah AHE sebanding dengan levelnya di antara piksel di sekitarnya. Hal ini memungkinkan untuk membandingkan piksel pusat dengan semua piksel lainnya di sekitar. Sebuah nilai hasil *unnormalized* dapat dihitung dengan menambahkan dua untuk setiap pixel dengan nilai lebih kecil dari pixel pusat, dan menambahkan 1 untuk setiap pixel dengan nilai yang sama. Ketika wilayah gambar yang berisi lingkungan piksel cukup homogen, histogram yang akan sangat tinggi, dan fungsi transformasi

akan memetakan kisaran sempit nilai piksel ke seluruh citra. Hal ini menyebabkan AHE *overamplify* untuk sejumlah kecil *noise* di daerah sebagian besar gambar homogen.

AHE meningkatkan kontras dari citra dengan mentransformasikan nilai menggunakan *contrast-limited adaptive histogram equalization* (CLAHE). CLAHE merupakan generalisasi dari AHE. CLAHE bekerja pada bagian kecil di citra yang disebut '*tiles*', dari pada di seluruh citra. Setiap kecerahan *tiles* ditingkatkan, histogram dari daerah *output* memperkirakan kecocokan yang dikhususkan oleh parameter distribusi. Tetangga *tiles* dikombinasikan menggunakan *bilinear interpolation* untuk menghapus *boundaries* palsu. Kontras khususnya pada area homogen, dapat dibatasi untuk menghindari pembesaran *noise* yang mungkin sudah ada pada citra.

CLAHE pada awalnya dikembangkan untuk peningkatan citra medis yang memiliki kontras rendah. CLAHE normalnya digunakan untuk distribusi Rayleigh yang menghasilkan histogram *bell-shaped* (berbentuk lonceng). Fungsi ini ditunjukkan pada persamaan (2.4).

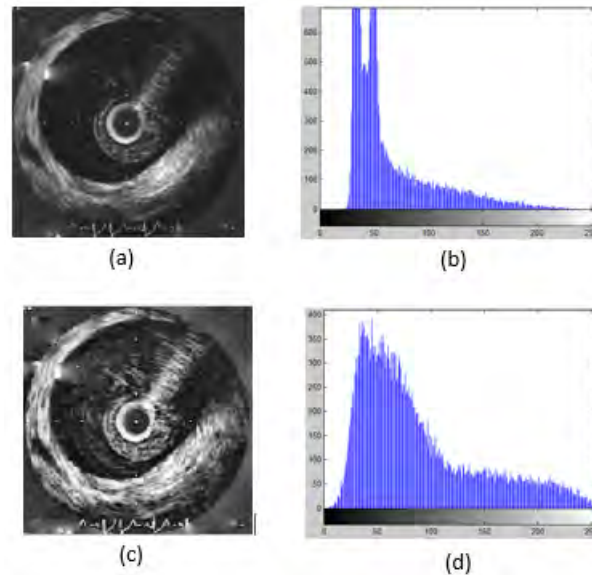
$$Rayleighg = g_{min} + \left[2(\alpha^2) \ln\left(\frac{1}{1 - P(f)}\right) \right]^{0.5} \quad (2.4)$$

Dimana g_{min} adalah nilai dari piksel minimum, $P(f)$ adalah sebuah kumulatif distribusi probabilitas dan *nonnegative real scalar* yang menentukan parameter distribusi. (Yussof, Hitam, Awalludin dan Zainuddin, 2013)

Adaptive histogram equalization merupakan alternatif dari penggunaan metode *histogram equalization*. Tujuan dari kedua fungsi tersebut untuk meningkatkan nilai intensitas pada sebuah citra. *Histogram equalization* (histeq) melakukan perataan histogram, dengan cara mengubah nilai intensitas sehingga histogram dari citra *output* sekitar cocok dengan histogram tertentu. Ketika histeq bekerja pada seluruh bagian citra, adapthisteq beroperasi pada daerah yang lebih kecil dari sebuah citra, yang disebut dengan *tiles*. Setiap kontras *tiles* ditingkatkan, histogram dari daerah *output* diperkirakan cocok dengan histogram tertentu. Setelah melakukan *equalization*, adapthisteq mengkombinasikan *tiles* tetangga menggunakan *bilinear interpolation* untuk menghilangkan batas-batas artifisial yang diinduksi. (Team, 2004)

Parameter adapthisteq merupakan opsional untuk membatasi kontras, terutama di daerah homogen. Gambar 2.10 menggambarkan penggunaan adapthisteq untuk menyesuaikan kontras intensitas citra. Gambar asli

memiliki kontras rendah, dengan sebagian besar nilai-nilainya pada pertengahan dari jarak intensitas. `adapthisteq` menghasilkan sebuah citra *output* yang memiliki nilai-nilai merata di seluruh jangkauannya.



Gambar 2.10: Penggunaan *adaptive histogram equalization*, (a). Citra asal (b). *histogram citra asal* (c). Citra *output* setelah penggunaan *adapthisteq* (d). *Histogram citra output setelah penggunaan adapthisteq*

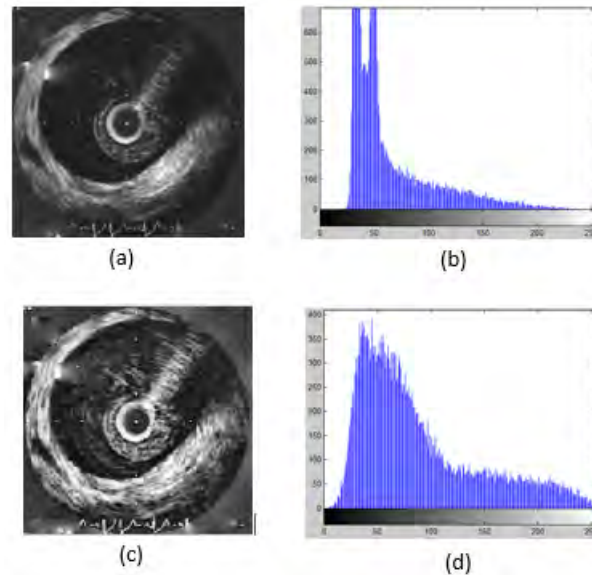
2.5 Adjust Image

Adjust Image digunakan untuk menyesuaikan nilai intensitas pada sebuah citra, dimana dapat ditentukan rentang nilai intensitas tertentu pada *output* citra. kisaran nilai *input* dan nilai *output* dapat ditentukan dengan menggunakan *adjust image*. Rentang nilai ini ditentukan dalam dua vektor yang melewati `imadjust` sebagai argumen. Vektor pertama menentukan rendah dan tinggi nilai-nilai intensitas yang ingin dipetakan. Vektor kedua menentukan skala di mana kita ingin memetakannya. (Team, 2004)

Fungsi *adjust image* pada matlab menggunakan perintah `'g=imadjust(f, [low_in high_in],[low_out high_out])'`. Perintah tersebut bertujuan untuk menjadikan nilai dibawah `'low_in'` and diatas `'high_in'` diambil, sehingga nilai dibawah `'low_in'` dipetakan ke nilai `'low_out'` dan nilai diatas `'high_in'` dipetakan ke nilai `'high_out'`.

Sebagai contoh penggunaan *adjust image* pada Gambar 2.11, mengatur kontras citra dengan mempersempit jangkauan dari data. Pada gambar tersebut, piksel dengan nilai intensitas lebih kecil dari 102 dijadikan 0, sehingga

daerah kelihatan abu-abu menjadi lebih gelap. Sedangkan nilai piksel 103-255 diatur sehingga mendapatkan nilai histogram yang lebih merata.



Gambar 2.11: *Penggunaan adjust image, (a). Citra asal (b). histogram citra asal (c). Citra output setelah penggunaan adjust image (d). Histogram citra output setelah penggunaan adjust image*

2.6 *Gaussian Low Pass Filter (GLPF)*

Low pass filter adalah filter yang mempunyai sifat dapat meloloskan yang berfrekuensi rendah dan menghilangkan yang berfrekuensi tinggi. Efek filter ini membuat perubahan keabuan menjadi lebih lembut. Filter ini berguna untuk menghaluskan *noise* atau untuk kepentingan interpolasi tepi objek dalam citra.

Operasi *low pass filter* dilaksanakan melalui konvolusi atau tanpa konvolusi. Efek pengaburan citra dapat ditingkatkan dengan menaikkan ukuran kernel. Rahasia kernel yang digunakan untuk keperluan mengaburkan citra seperti:

1. Tinggi dan lebar kernel ganjil.
2. Bobot dalam kernel bersifat simetris terhadap piksel pusat.
3. Semua bobot bernilai positif.
4. Jumlah keseluruhan bobot sebesar satu.

GLPF adalah hasil dari mengaburkan citra dengan fungsi Gaussian. Hal ini biasanya digunakan untuk mengurangi *noise* dan mengurangi detil citra. Efek visual teknik mengaburkan citra ini adalah blur halus yang menyerupai dengan melihat citra melalui layar transparan, hal ini jelas berbeda dari efek yang dihasilkan oleh lensa *out-of-focus* atau bayangan obyek di bawah pencahayaan biasa. GLPF biasanya juga digunakan untuk *preprocessing* visi komputer dengan tujuan meningkatkan struktur citra pada skala yang berbeda. Secara matematis, menerapkan GLPF ke citra sama dengan menambahkan fungsi Gaussian ke citra.

Sebuah efek GLPF biasanya dibuat dari menggabungkan sebuah citra dengan kernel nilai Gaussian. Prakteknya, yang terbaik adalah untuk mengambil keuntungan dari GLPF yang terpisah dengan membagi proses dengan melewati dua frekuensi. Untuk melewati frekuensi pertama, kernel satu dimensi yang digunakan untuk mengaburkan citra hanya arah horizontal atau vertikal. Untuk melewati frekuensi kedua, kernel satu-dimensi yang lain digunakan untuk mengaburkan ke arah yang tersisa. Efek yang dihasilkan adalah sama dengan menggabungkan dengan kernel dua dimensi dalam *single pass*, tetapi membutuhkan perhitungan yang lebih sedikit.

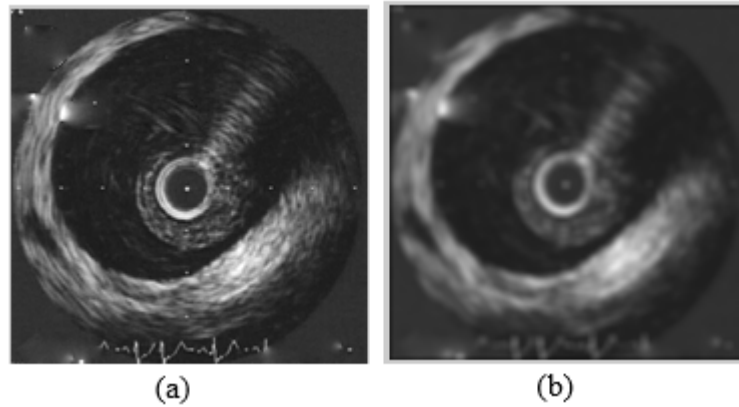
Diskritisasi biasanya dicapai dengan sampling filter kernel Gaussian pada titik-titik diskrit, biasanya pada posisi yang sesuai dengan titik-titik tengah dari setiap piksel. Hal ini akan mengurangi komputasi tetapi untuk kernel filter yang sangat kecil, titik sampel fungsi Gaussian dengan sangat sedikit sampel menyebabkan kesalahan besar. Dalam kasus ini, akurasi dipertahankan (dengan komputasi sedikit) oleh integrasi fungsi Gaussian untuk setiap piksel.

Ketika mengkonversi nilai-nilai Gaussian yang terus menerus ke nilai-nilai diskrit yang diperlukan untuk kernel, jumlah nilai akan berbeda dari 1. Ini akan menyebabkan penggelapan atau terangnya gambar. Untuk memperbaiki hal ini, nilai-nilai dapat dinormalisasi dengan membagi setiap istilah dalam kernel dengan jumlah semua istilah dalam kernel.

Gaussian low pass filter merupakan salah satu metode yang menggunakan *low pass filter*. GLPF digunakan untuk menghaluskan (*smoothing*) atau memblurkan citra dan menghapus *noise*. *Smoothing* dicapai dalam domain frekuensi dengan pelemahan frekuensi tinggi. *Smoothing* dapat membantu menghilangkan *noise* yang disebabkan oleh frekuensi tinggi. Fungsi GLPF dapat dituliskan seperti pada persamaan (2.5). (Bovik, 2000)

$$h(m, n) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-(m^2+n^2)/2\sigma^2} \quad (2.5)$$

Dimana σ (sigma) adalah sebaran dari fungsi gaussian. (m, n) adalah titik tengah dari fungsi gaussian. Penggunaan GLPF ditunjukkan pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12: Penggunaan gaussian low pass filter, (a). Citra asal (b). Citra output setelah penggunaan gaussian low pass filter

2.7 Deteksi Tepi (Metode Sobel)

Metode untuk deteksi tepi dapat dikelompokkan dalam dua kategori, yaitu:

1. Gradient

Deteksi tepi dengan menggunakan metode *gradient* yaitu mencari maksimum dan minimum pada turunan pertama dari citra. Deteksi tepi yang menggunakan metode ini adalah Roberts, Prewitt, Sobel dimana dideteksi fitur yang mempunyai perbedaan tepi yang sangat tinggi.

2. Laplacian

Deteksi tepi dengan menggunakan laplacian mencari nilai nol yang berseberangan pada turunan kedua dari citra untuk menemukannya tepi misalnya Marr-Hildreth, Gaussian, dan lain-lain. Sebuah tepi mempunyai bentuk satu dimensi dari sebuah lerengan dan menghitung turunan dari citra dapat menunjukkan lokasinya.

Operator Sobel merupakan salah satu contoh dari penggunaan metode *gradient*. Operator sobel adalah sebuah operator diferensiasi diskrit,

menghitung dan memperkirakan *gradient* dari intensitas citra. Persamaan (2.6) sesuai diterapkan untuk Gambar 2.13. (Vincent dan Folorunso, 2009)

$$\Delta_1 = f(i+1, j+1) - f(i, j) \Delta_2 = f(i, j+1) - f(i+1, j) \quad (2.6)$$

$$\Delta_x = \begin{bmatrix} -1 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \Delta_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\Delta_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad \Delta_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}$$

Gambar 2.13: Pemberian *masking 2x2* untuk operator sobel

Keuntungan menggunakan ukuran matrik yang lebih besar adalah *noise* bisa dikurangi. Keuntungan menggunakan topeng aneh Ukuran adalah operator ditengah dan dapat memperkirakan yang didasarkan pada titik tengah pixel (i, j) . Gambar 2.14 merupakan operator sobel yang diberikan *masking 3x3*. (Vincent dan Folorunso, 2009)(Gonzalez dan Woods, 1992)

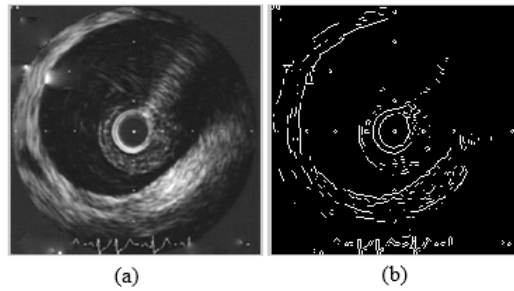
-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

Gambar 2.14: Pemberian *masking 3x3* untuk operator sobel

Metode Sobel merupakan pengembangan metode robert dengan menggunakan *filter high pass filter* (HPF) yang diberi satu angka nol penyangga. Metode ini mengambil prinsip dari fungsi laplacian dan gaussian yang dikenal sebagai fungsi untuk membangkitkan HPF. Kelebihan dari metode sobel ini adalah kemampuan untuk mengurangi *noise* sebelum melakukan perhitungan deteksi tepi.

Metode sobel menemukan tepi-tepi menggunakan perkiraan sobel untuk turunannya, yaitu mengembalikan tepi-tepi pada titik itu dimana *gradient* dari 1 adalah maksimum. Gambar 2.15 menunjukkan deteksi tepi menggunakan metode sobel.



Gambar 2.15: Penggunaan deteksi tepi menggunakan metode sobel, (a). Citra asal (b).

2.8 Circular Hough Transform

Transformasi Hough pertama kali diperkenalkan oleh Paul Hough pada tahun 1962 untuk mendeteksi garis lurus (Duda dan Hart., 1971). Transformasi hough merupakan teknik transformasi citra yang dapat digunakan untuk mengisolasi suatu objek pada citra dengan menemukan batas-batasnya (*boundary detection*). Keuntungan utama dari transformasi Hough adalah dapat mendeteksi sebuah tepian dengan celah pada batas fitur dan secara relatif tidak dipengaruhi oleh *noise*. Transformasi Hough memiliki perbedaan rumus yang diterapkan berdasarkan objek yang ingin dicari.

Ide di balik metode ini sebenarnya sangat sederhana, bentuk parametrik pada sebuah citra dideteksi dengan mencari titik akumulasi dalam ruang parameter. Jika sebuah bentuk tertentu berada dalam citra, maka semua titik dipetakan ke dalam ruang parameter berdasarkan nilai-nilai parameter sekitar yang sesuai dengan bentuk tersebut. Pemetaan ini didistribusikan dan elemen yang tidak tergabung dari citra menjadi titik akumulasi lokal, yang merupakan sebuah keuntungan dan kelemahan. Sebagian bentuk yang *occluded* masih terdeteksi. Di sisi lain, informasi lokal yang melekat yang berada di sekitaran bentuk yang diinginkan juga dideteksi sebagai bentuk pada tahapan berikutnya. (Antolovic, 2008)

Circular Hough transform merupakan pengembangan dari transformasi Hough standar. Duda dan Hart (Duda dan Hart., 1971), Transformasi Hough dikembangkan dalam pendeteksian kurva, seperti lingkaran dan elips. Konsep utama transformasi Hough menentukan pemetaan antara ruang sebuah citra dan ruang parameter ruang. Setiap titik tepi dalam citra ditransformasikan oleh pemetaan untuk menentukan piksel-piksel dalam ruang parameter yang mempunyai keterkaitan yang didefinisikan dengan melewati titik data. Piksel-

piksel yang dipilih diakumulasi dan setelah semua poin dalam citra dianggap terpenuhi, lokal maxima di akumululasi sesuai dengan parameter bentuk tertentu. (Aguardo dan Nixon, 1995)

Beban komputasi dari metode transformasi hough sangat tergantung dengan jumlah parameter yang diperlukan untuk menentukan bentuk yang ingin dideteksi. Transformasi Hough untuk mendeteksi garis membutuhkan dua parameter, lingkaran tiga parameter, dan elips memiliki lima parameter. Metode Hough telah diterapkan untuk mendeteksi semua bentuk ini, tapi elips memiliki tingkat kesulitan yang lebih dibandingkan bentuk lain. Berbagai usaha juga telah dilakukan untuk menerapkan transformasi Hough ke berbagai bentuk lainnya. Usaha ini pada dasarnya untuk mengurangi metode pendeteksian *template*. (Antolovic, 2008)

Hough transform dapat digunakan untuk menentukan parameter dari lingkaran dengan jumlah titik yang memenuhi parameternya diketahui. Berdasarkan persamaan (2.1), a dan b direpresentasikan sebagai titik pusat, dan r sebagai jari-jari dari lingkaran. Persamaan (2.7) merupakan representasi persamaan parametrik dari lingkaran. (Rhody, 2005)

$$\begin{aligned}x &= a + R \cos(\theta) \\ y &= b + R \sin(\theta)\end{aligned}\tag{2.7}$$

Circular Hough transform dalam mendeteksi sebuah lingkaran, Untuk setiap titik tepi, lingkaran digambar dengan titik itu sebagai koordinat awal dan jari-jari r . *Circular Hough transform* juga menggunakan sebuah array (3D) dengan dua dimensi pertama mewakili koordinat lingkaran (x, y) dan dimensi ketiga untuk menentukan jari-jari (r). Nilai-nilai dalam akumulator (array) meningkat setiap kali lingkaran digambar dengan jari-jari yang diinginkan di atas setiap titik tepi. Akumulator, yang tetap menghitung berapa banyak lingkaran melewati koordinat dari setiap titik tepi, proses perhitungan bertujuan untuk menemukan jumlah tertinggi. Koordinat pusat lingkaran pada sebuah citra adalah koordinat dengan jumlah tertinggi dari perpotongan lingkaran yang dibentuk. (Rhody, 2005)

ketika sudut θ melalui jarak 360 derajat titik (x, y) mencari parameter lingkaran. Jika sebuah citra berisi banyak titik, sebagianya berada pada parameter lingkaran, maka yang dilakukan oleh program pencarian adalah menemukan parameter kembar tiga (a, b, R) untuk menggambarkan masing-masing lingkaran. Fakta bahwa ruang parameter adalah 3D membuat imple-

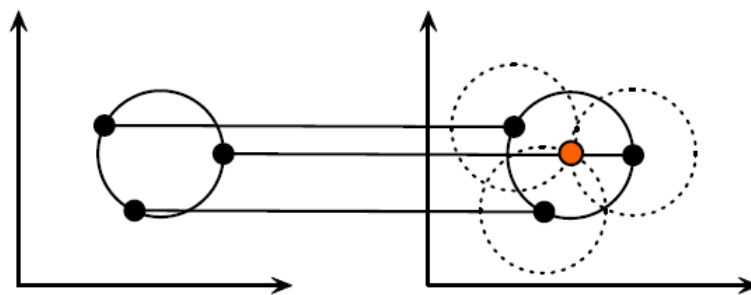
mentasi langsung dari transformasi Hough membutuhkan memori dan waktu komputasi yang lebih banyak. Hal ini seperti diilustrasikan pada Gambar 2.16.



Gambar 2.16: *citra masukan setelah deteksi tepi (kiri), citra setelah voting (kanan)*

Jika lingkaran pada sebuah citra diketahui jari-jari R , maka pencarian dapat dikurangi ke 2D. Tujuannya adalah untuk menemukan koordinat (a,b) dari titik tengah seperti pada persamaan (2.7).

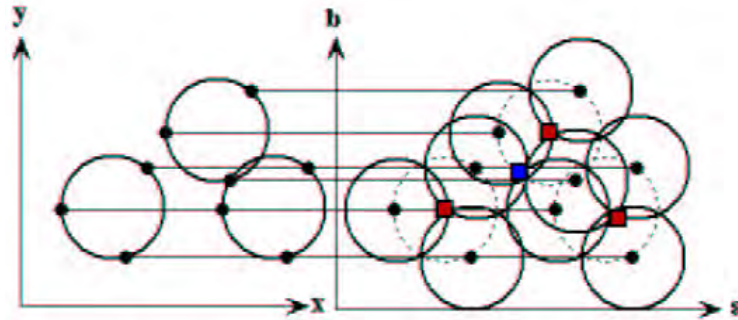
Titik *locus* di ruang parameter berada pada sebuah lingkaran dari jari-jari R yang berpusat di (x,y) . Titik pusat umumnya untuk semua parameter lingkaran, dan dapat ditemukan dengan akumulator array *circular Hough transform* seperti digambarkan pada gambar Gambar 2.17.



Gambar 2.17: *Setiap titik pada ruang geometri (kiri) membuat sebuah lingkaran pada ruang parameter (kanan). Lingkaran pada ruang parameter memotong pada (a,b) yang merupakan titik tengah pada ruang parameter*

Gambar 2.18 mendeskripsikan *Multiple* lingkaran dengan jari-jari sama dapat ditemukan dengan teknik yang sama. Pusat Titik tengah direpresentasikan sebagai sel berwarna merah pada ruang parameter. Tumpang tindih

pada lingkaran dapat menyebabkan titik pusat palsu juga ditemukan, seperti pada sel biru. Lingkaran palsu dapat dihilangkan dengan cara mencocokkan ke lingkaran dalam gambar asli.



Gambar 2.18: *Setiap titik pada ruang geometri (kiri) membuat sebuah lingkaran pada ruang parameter (kanan). Lingkaran pada ruang parameter memotong pada (a,b) yang merupakan titik tengah pada ruang parameter*

2.9 Receiver operating characteristic (ROC)

Kurva ROC pertama kali digunakan para insinyur elektro dan teknisi radar selama perang dunia kedua untuk mendeteksi benda-benda musuh di medan pertempuran, selanjutnya hal ini dikenal sebagai teori deteksi sinyal. Analisis ROC selanjutnya berkembang dan telah digunakan dalam bidang kedokteran, radiologi, serta pada beberapa bidang lainnya selama beberapa dekade. (Nurtanio, 2013)

Kurva ROC paling sering digunakan untuk mengevaluasi pengklasifikasi karena mempunyai kemampuan evaluasi secara menyeluruh dan cukup baik. Misalkan ada suatu problem pengklasifikasi dengan dua kelas. Asumsinya setiap pasang data I memetakan satu set elemen p, n sebagai label kelas positif dan label kelas negatif. Model pengklasifikasi memetakan pasangan data tersebut ke kelas yang diprediksikan. Untuk membedakan kelas yang sebenarnya dengan kelas yang diprediksi, maka kelas yang diprediksi disimbolkan dengan Y, N . Pemetaan akan menghasilkan empat keluaran yaitu:

1. *True positive* (TP), data positif yang teridentifikasi benar.
2. *True negative* (TN), data positif yang teridentifikasi salah.
3. *False positive* (FP), data negatif yang teridentifikasi benar.
4. *False negative* (FN), data negatif yang teridentifikasi salah.

Keempat nilai ini membentuk sebuah matrik yang disebut dengan *confusion matrix*. Bentuk dari *confusion matrix* diperlihatkan pada Gambar 2.19.

		True class	
		P	n
Hypothesized class	Y	True Positive (TP)	False Positive (FP)
	N	False Negative (FN)	True Negative (TN)
Column Totals		P	N

Gambar 2.19: Bentuk dari *confusion matrix*

Beberapa kegiatan yang dapat dilakukan dengan menggunakan data hasil klasifikasi dalam *confusion matrix* diantaranya:

- Menghitung nilai rata-rata keberhasilan klasifikasi (*overall succes rate*) ke dalam kelas yang sesuai dengan cara membagi jumlah data yang terklasifikasi dengan benar, dengan seluruh data yang diklasifikasi.
- Selain itu dilakukan pula penghitungan persentase kelas positif (*true positive* and *false positive*) yang diperoleh dalam klasifikasi, yang disebut dengan *lift chart*.
- *lift chart* terkait erat dengan sebuah teknik dalam mengevaluasi skema data mining yang dikenal dengan *receiver operating characteristic* (ROC) yang berfungsi untuk mengekspresikan persentase jumlah proporsi positif dan negatif yang diperoleh.
- *Recall precision* berfungsi menghitung persentase *false positive* dan *false negative* untuk menemukan informasi didalamnya.

Beberapa parameter pengukur kinerja berdasarkan *confusion matrix* ditunjukkan dari persamaan (2.8) sampai dengan persamaan (2.13).

$$f_{p\text{rate}} = \frac{FP}{N} \quad (2.8)$$

$$t_{p\text{rate}} = \frac{TP}{P} \quad (2.9)$$

$$specificity = \frac{TN}{N} \quad (2.10)$$

$$precision = \frac{TP}{TP + FP} \quad (2.11)$$

$$recall = \frac{TP}{P} \quad (2.12)$$

$$accuracy = \frac{TP + TN}{P + N} \quad (2.13)$$

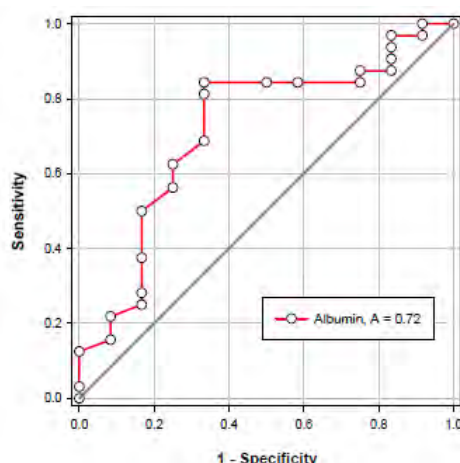
Kurva ROC merupakan grafik perbandingan antara *sensitivity* (*tp rate* (TPR)) pada sumbu vertikal yaitu proporsi data positif yang teridentifikasi dengan benar dan *specificity* (*fp rate* (FPR)) pada sumbu horizontal yaitu data negatif yang teridentifikasi salah sebagai positif pada suatu model klasifikasi. (Nurtanio, 2013)

Pada dunia medis, ROC digunakan untuk menentukan nilai *cut off* untuk tes klinis. Contohnya, nilai *cut off* 4.0 ng/ml ditentukan pada tes *prostate specific antigen* (PSA) untuk kanker prostat. Nilai tes dibawah 4.0 dihitung normal dan diatasnya abnormal. Pasien dengan nilai dibawah 4.0 disebut abnormal (*false negative*) dan diatas 4.0 disebut normal (*false positive*). Tujuan dari kurva analisis ROC untuk menentukan nilai *cut off*.

Asumsinya ada dua kelompok laki-laki dan menggunakan teknik standar. Satu grup diketahui normal (*negative*), tidak mempunyai kanker prostat, dan satu grup lagi diketahui mempunyai kanker prostat (*positive*). Pengukuran darah dari antigen prostat dilakukan pada semua laki-laki dan digunakan untuk tes tes penyakit. Tes akan menemukan beberapa (tidak untuk semua) abnormal untuk yang mempunyai penyakit. Rasio abnormal ditemukan dari tes untuk jumlah total abnormal diketahui mempunyai penyakit (*true positive rate*). Rasio normal ditemukan dari tes untuk jumlah total normal ditemukan dari tes untuk total jumlah normal (*true negative rate*). Harapannya kurva analisis ROC dari tes PSA akan menemukan nilai *cutoff* yang akan meminimalkan jumlah *false positive* dan *false negative*. Meminimalkan *false positive* dan *false negative* sama dengan memaksimalkan sensitifitas dan spesifitas.

Untuk PSA tes nilai abnormal adalah besar (>4) dan nilai normal kecil (<4). Ini tidak sama pada semua kasus, bagaimanapun sekarang ini mengikuti kedua kondisi, abnormal menjadi lebih besar dan normal menjadi lebih kecil. Kurva ROC adalah sebuah grafik sensitifitas (sumbu y) vs spesi-

fitas (sumbu x). Gambar 2.20 menunjukkan grafik kurva ROC. Memaksimalkan sensitivitas sesuai dengan beberapa nilai y besar pada kurva ROC. Memaksimalkan spesifitas sesuai dengan beberapa nilai x yang lebih kecil pada kurva ROC. Jadi pilihan pertama untuk nilai tes *cutoff* adalah nilai yang sesuai dengan titik pada kurva ROC terdekat ke sudut kiri atas grafik ROC. Bagaimanapun Hal ini tidak selalu benar. Misalnya, dalam beberapa aplikasi skrining penting untuk tidak melewatkan deteksi abnormal, oleh karena itu lebih penting untuk memaksimalkan sensitivitas (meminimalkan *false negative*) daripada memaksimalkan spesifitas. Pada kasus ini, titik optimal *cutoff* pada kurva ROC akan bergerak dari sekitar sudut kiri atas lebih ke arah sudut kanan atas. Dalam skrining kanker prostat, karena pembesaran jinak prostat dapat menyebabkan abnormal, *false positive* yang umum dan tidak diinginkan. Pada kasus ini memaksimalkan spesifitas penting (bergerak menuju sudut kiri bawah kurva ROC).



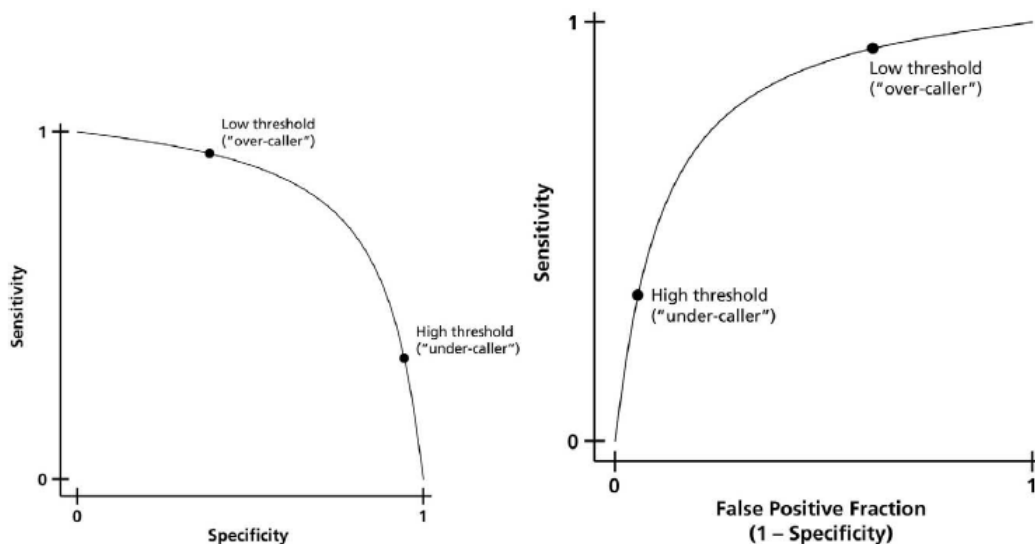
Gambar 2.20: Contoh kurva ROC

Kurva ROC adalah grafik antara sensitifitas (*true positive rate*) pada sumbu Y dengan 1-spesifisitas pada sumbu X (*false positive rate*), seakan-akan menggambarkan tawar-menawar antara sensitivitas dan spesifisitas.

Dalam analisis ROC, klasifikasi dari masing-masing kasus dibandingkan dengan klasifikasi yang benar menurut standar referensi yang sesuai. Perbandingan ini harus umum bagi semua ahli radiologi karena merupakan perbandingan yang sama dengan yang ukuran kinerja akurasi sensitivitas dan spesifisitas dihitung. Sensitivitas proporsi sederhana diklasifikasikan selama *true positive*, dan spesifisitas adalah proporsi secara benar diklasifikasikan selama *true negative*. (Eng, 2005)

Pada diagnosis medis, melakukan klasifikasi biner pada setiap kasus terkait dengan ketidakpastian, sehingga sensitivitas dan spesifisitas tidak keduanya 100%. Dalam interpretasi tes diagnostik, biasanya *trade-off* antara sensitivitas dan spesifisitas (Gambar 2.21a). *Trade-off* ini tergantung pada ambang batas pengamat untuk menyebut *positive*. Seorang peneliti dengan ambang batas yang rendah (kecenderungan untuk "*over-call*") akan memiliki sensitivitas tinggi namun spesifisitas yang relatif rendah. Sebaliknya, peneliti dengan ambang batas tinggi (kecenderungan untuk "*under-call*") akan memiliki sensitivitas rendah tetapi spesifisitas yang relatif tinggi. Akhirnya peneliti akan kehilangan lebih banyak kasus positif dari pada sebelumnya, tapi kasus negatif lebih sedikit akan keliru disebut positif. (Eng, 2005)

Jika plot sensitivitas vs spesifisitas (Gambar 2.21a) adalah membalik horizontal, hasilnya adalah kurva ROC (Gambar 2.21b). Sehingga sumbu horizontal membalik adalah *false positive*, yang sama dengan sensitivitas dikurangi 1. Dengan demikian kurva ROC hanyalah plot sederhana dari intuitif *trade-off* antara sensitivitas dan spesifisitas, dengan sumbu horizontal membalik untuk alasan historis. Tujuan asli dari analisis ROC adalah untuk fokus pada hasil tes positif, keduanya *true positive* dan *false positive*. (Eng, 2005)



Gambar 2.21: (a) Plot hubungan hipotetis antara sensitivitas dan spesifisitas dari tes pencitraan. Biasanya ada sebuah tradeoff antara sensitivitas dan spesifisitas. (b) Plot penerima hipotetis operasi kurva karakteristik. Penerima operasi kurva karakteristik hanyalah variasi sederhana dari plot sensitivitas terhadap spesifisitas.

Titik potong atau Cut-off point adalah nilai batas antara kelompok dengan penyakit dan kelompok tanpa penyakit, atau nilai batas hasil uji positif dan hasil uji negatif. Dalam menentukan titik potong ini harus dilakukan tawar-menawar, karena peningkatan sensitivitas akan menyebabkan penurunan spesifitas, dan sebaliknya. Untuk itu, peneliti harus memperhatikan kepentingan uji diagnostik tersebut dalam keadaan sebenarnya. Dampak perubahan *cut off* yaitu:

1. Menggeser batas *cut-off point* untuk meningkatkan sensitivitas akan berdampak pada meningkatnya hasil *false positive*.
2. Sebaliknya menggeser *cut-off point* untuk meningkatkan spesifitas akan berdampak pada meningkatnya hasil negatif

Area under the ROC curve (AUC) juga dapat diperoleh dari kurva ROC. AUC merupakan metode yang umum digunakan untuk menghitung nilai kinerja dari pengklasifikasi dengan menghitung luas daerah dibawah kurva ROC. Nilai dari AUC selalu berkisar antara 0 dan 1. untuk sebuah kurva ROC yang memadai, maka letaknya selalu berada di daerah sebelah atas dan garis diagonal (0,0) dan (1,1), sehingga tidak ada nilai AUC yang lebih kecil dari 0,5. (Nurtanio, 2013).

Nilai AUC, semakin mendekati 1 maka semakin baik nilainya. Pedoman instrumentasi nilai AUC, yaitu:

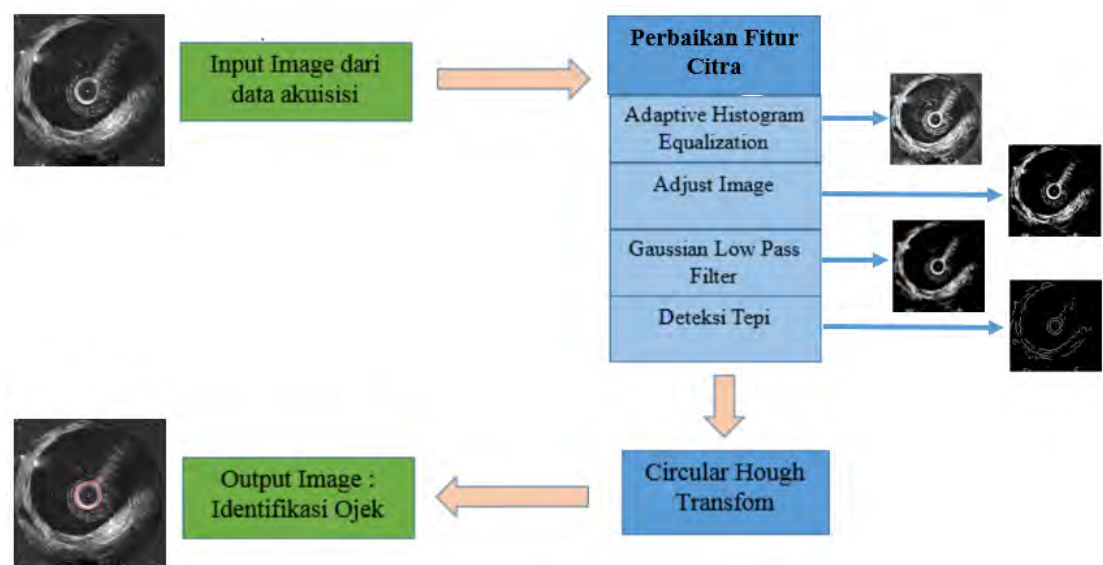
- 0,5 - 0,75 = Fair
- 0,75 - 0,92 = Good
- 0,92 - 0,97 = Very Good
- 0,97 - 1 = Excellent

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini akan dijelaskan tentang metodologi penelitian yang digunakan untuk menyelesaikan penelitian ini. Tahapan-tahapan dari sistem sangat menentukan keberhasilan penelitian. Gambar 3.1 merupakan blok diagram penelitian yang menggambarkan tahapan-tahapan yang penulis lakukan untuk menyelesaikan penelitian ini.



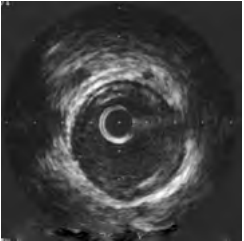
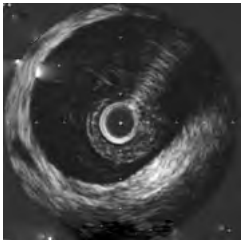
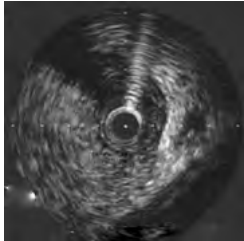
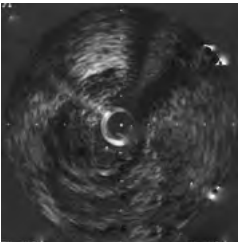
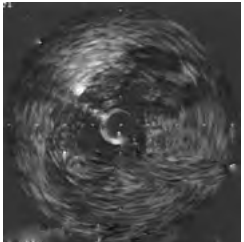
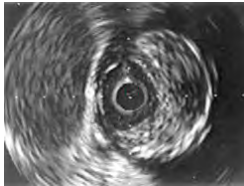
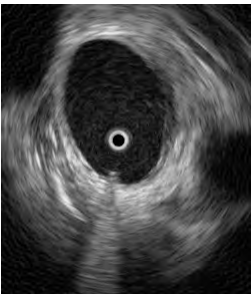

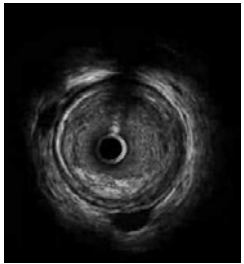
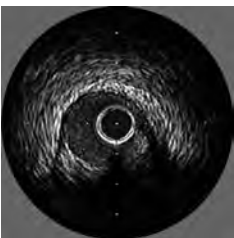
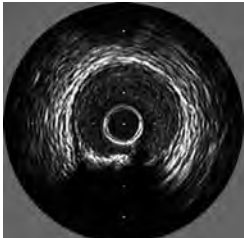
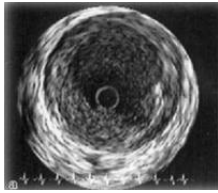
Gambar 3.1: Tahapan Penelitian

Berdasarkan Gambar 3.1, tahapan penelitian dimulai dengan proses *input image*. Kemudian akan dilakukan proses perbaikan fitur citra dari citra masukan. Proses perbaikan fitur citra ini dimulai dengan tahapan *adaptive histogram equalization*, *adjust image*, *gaussian low pass filter* dan deteksi tepi. Setelah perbaikan fitur citra berhasil dilakukan, proses selanjutnya identifikasi objek kateter dengan menggunakan metode *circular hough transform*. Tahapan terakhir dari penelitian ini adalah *output image* hasil identifikasi objek oleh metode *circular hough transform*.

3.1 Input Image dari Data Akuisisi

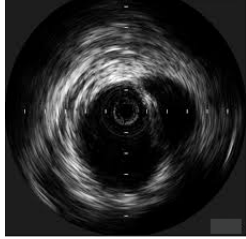

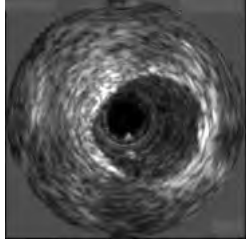
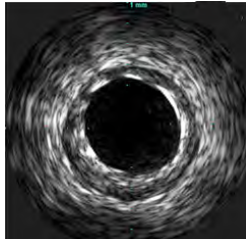
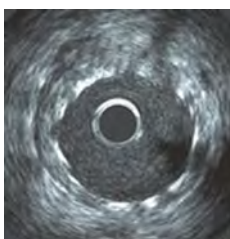
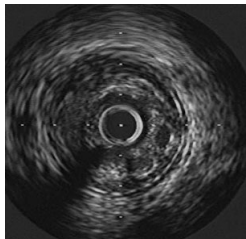
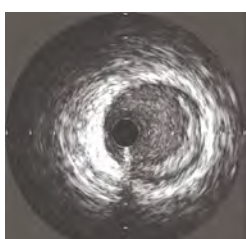
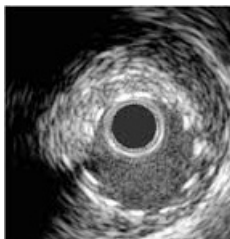

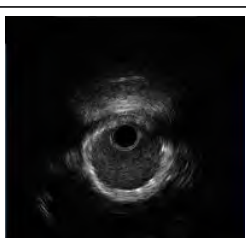
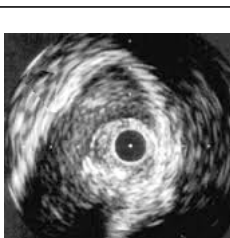
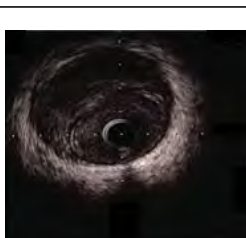
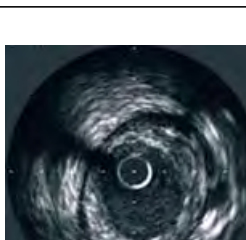
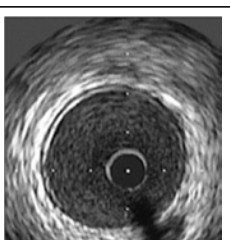
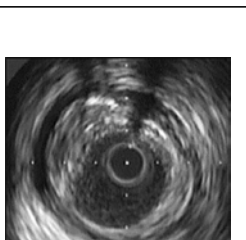
Bagian ini merupakan awal dari tahapan yang digunakan untuk menyelesaikan permasalahan yang ada pada penelitian ini. *Input image* ataupun citra masukan diperoleh dari data publik *American Heart Organization, Texas Instrument* dan dari berbagai portal kesehatan dunia lain yang berjumlah 33 citra. Tabel 3.1 merupakan seluruh data penelitian yang digunakan pada penelitian ini.

Tabel 3.1: *Identifikasi kateter jantung dari citra intravascular ultrasound*

Data Penelitian		
		
Citra 1	Citra 2	Citra 3
		
Citra 4	Citra 5	Citra 6
		
Citra 7	Citra 8	Citra 9
		

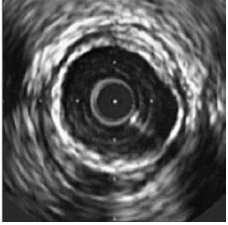
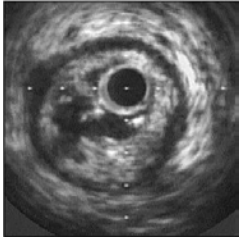
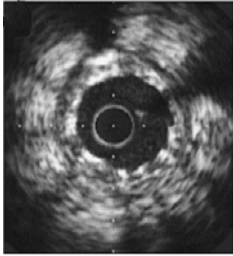
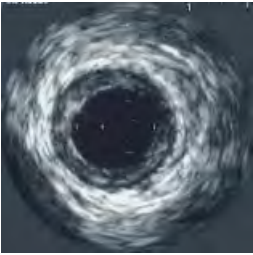
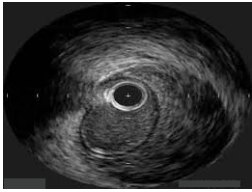
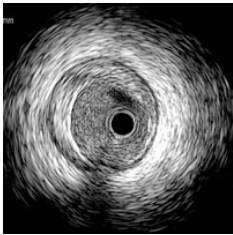
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 3.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Data Penelitian		
Citra 10	Citra 11	Citra 12
		
Citra 13	Citra 14	Citra 15
		
Citra 16	Citra 17	Citra 18
		
Citra 19	Citra 20	Citra 21
		
Citra 22	Citra 23	Citra 24
		

Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 3.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Data Penelitian		
Citra 25	Citra 26	Citra 27
		
Citra 28	Citra 29	Citra 30
		
Citra 31	Citra 32	Citra 33

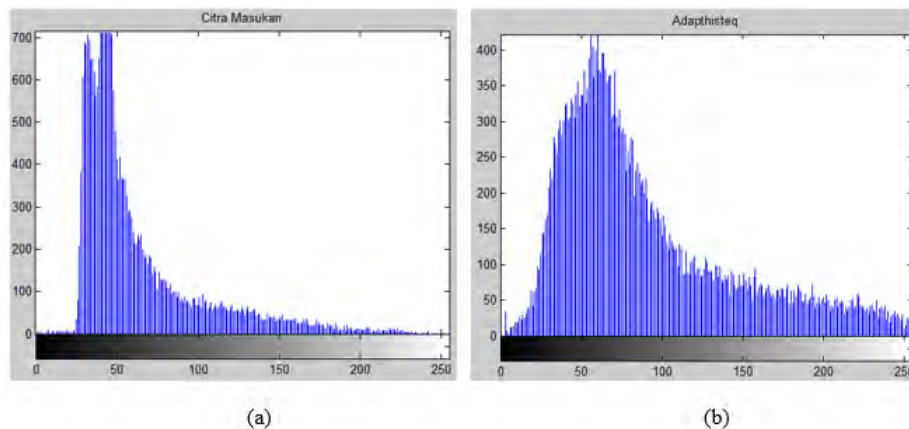
Semua citra masukan pada penelitian ini digunakan untuk mengidentifikasi objek kateter jantung yang diasumsikan berbentuk lingkaran. Sesuai dengan hipotesa penelitian pada bab I, objek kateter jantung merupakan objek yang berbentuk lingkaran kecil pada citra yang berada pada lingkaran yang lebih besar yang diasumsikan sebagai pembuluh darah.

3.2 Perbaikan Fitur Citra

Tujuan dari tahapan ini adalah untuk meningkatkan fitur dari citra *intravascular* ultrasound. Tahapan perbaikan fitur citra adalah istilah lain dari *preprocessing*. Tahapan ini merupakan sebuah proses menyiapkan citra terbaik sebelum diproses oleh metode *circular hough transform* sebelum mengidentifikasi objek kateter dari citra *intravascular* ultrasound. Tahapan ini sangat penting dikarenakan rendahnya kualitas citra dan banyaknya *noise* yang terdapat pada citra *intravascular* ultrasound. Citra masukan yang dihasilkan setelah melalui proses ini diharapkan menjadi keuntungan optimum untuk *circular hough transform* pada saat mengidentifikasi objek kateter yang diasumsikan berbentuk lingkaran atau setengah lingkaran. Ada 4 proses perbaikan fitur citra *intravascular* ultrasound yang penulis lakukan pada penelitian ini sehingga *noise* dapat direduksi secara maksimal, yaitu:

1. *Adaptive histogram equalization*

Tujuan dari penggunaan tahapan ini adalah untuk meningkatkan kontras citra. Parameter yang penulis lakukan pada penelitian ini merupakan nilai *default* dari fungsi matlab *adapthisteq*. Nilai *default* merupakan fungsi 'distribusi Rayleigh' dengan nilai histogram yang bernilai *flat*. Gambar 3.2 menunjukkan perbedaan nilai histogram citra sebelum dan sesudah penggunaan *adaptive histogram equalization*.



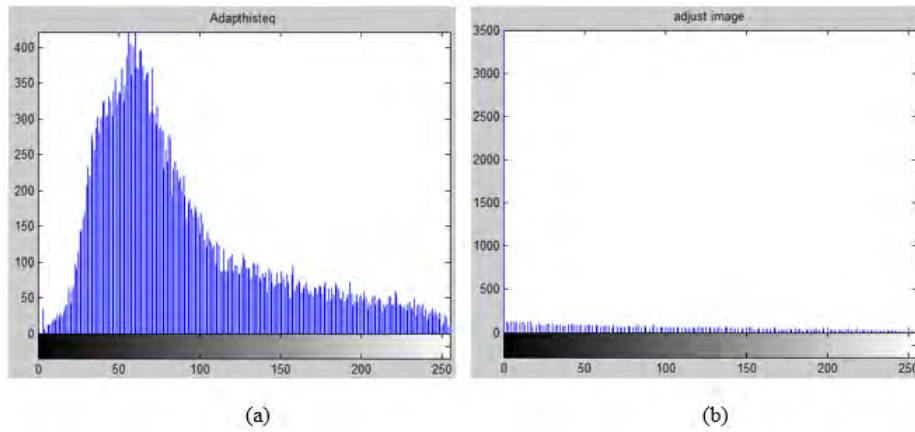
Gambar 3.2: a). Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan *adaptive histogram equalization*

Perubahan nilai histogram berdasarkan Gambar 3.2 menjadikan citra yang sudah melalui proses *adapthisteq* menjadi lebih kontras dari sebelumnya. Perubahan kekontrasan ini tentunya sangat membantu untuk peningkatan fitur citra pada proses selanjutnya.

2. *Adjust Image*

Nilai parameter yang penulis gunakan untuk menyesuaikan nilai intensitas pada citra masukan untuk identifikasi objek kateter jantung yang diasumsikan berbentuk lingkaran berupa 0.4 untuk low in, 1 untuk high in, 0 untuk low out, dan 1 untuk high out. Tujuan dari pemberian parameter ini untuk menjadikan nilai 0 kepada setiap piksel yang memiliki nilai 0-102. Sedangkan selain nilai itu disesuaikan intensitasnya sehingga citra keluarannya terlihat lebih cerah. Gambar 3.3 menunjukkan perbedaan nilai histogram citra sebelum dan sesudah penggunaan *adjust image*.

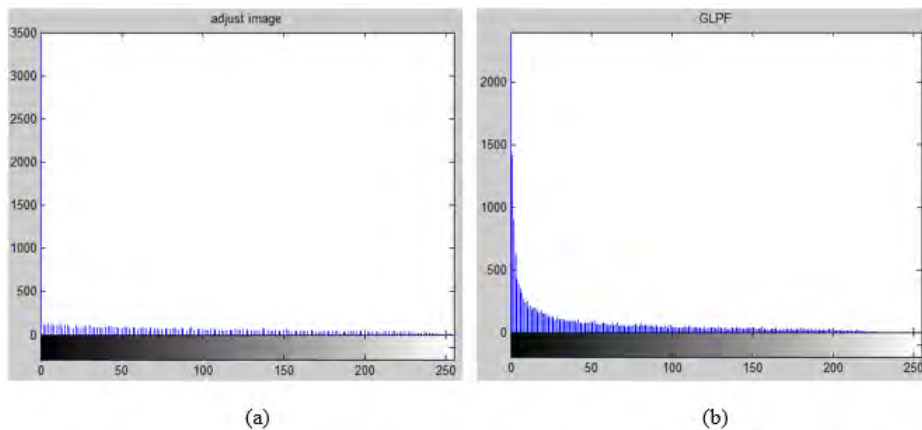
Setelah penggunaan *adjust image*, nilai histogram dari citra akan menjadi lebih merata yang disebabkan oleh penyesuaian nilai intensitas dari citra.



Gambar 3.3: a). Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan *adjust image*

3. Gaussian low pass filter (GLPF)

Tahapan GLPF pada penelitian ini menggunakan parameter sigma sebagai sebaran dari fungsi gaussian bernilai 2 dengan vektor matrik [5 5] untuk mengidentifikasi objek kateter yang diasumsikan berbentuk lingkaran dari citra *intravascular* ultrasound. Penggunaan parameter ini berarti mengembalikan rotasi simetris GLPF dengan ukuran [5 5] dengan standar deviasi sigma 2. Gambar 3.4 menunjukkan perbedaan nilai histogram citra sebelum dan sesudah penggunaan *gaussian low pass filter*.



Gambar 3.4: a). Nilai histogram dari citra masukan b). Nilai histogram setelah penggunaan *gaussian low pass filter*

Setelah penggunaan GLPF, frekuensi tinggi tidak dilewatkan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.4(b) sehingga bisa mereduksi *noise*

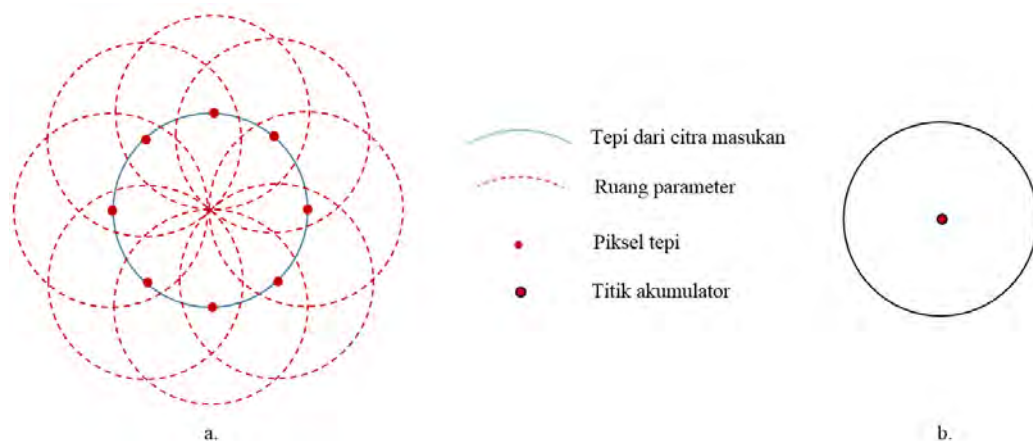
dan menjadikan gambar jadi lebih blur dan halus.

4. Deteksi Tepi

Deteksi tepi yang penulis gunakan pada penelitian ini adalah metode sobel. Nilai *threshold* yang digunakan untuk mengidentifikasi objek kateter yang diasumsikan berbentuk lingkaran dari citra *intravascular* ultrasound adalah 0.1.

3.3 *Circular Hough Transform*

Metode *circular hough transform* yang penulis gunakan pada penelitian ini untuk mendeteksi objek kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound yang diasumsikan berbentuk lingkaran atau lingkaran tidak sempurna. *Circular Hough Transform* membentuk lingkaran sepanjang titik tepi yang ditemukan dengan jari-jari sebesar r . Setelah penggambaran lingkaran sepanjang garis tepian selesai, maka pencarian selanjutnya dilakukan dengan menemukan titik tengah dari lingkaran. Titik tengah ditentukan pada titik yang mengalami perpotongan paling banyak dari dari lingkaran yang sudah digambarkan sebelumnya. Ilustrasi ini ditunjukkan pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5: a. Setiap titik tepi membentuk lingkaran untuk ruang akumulator b). Nilai tertinggi pada akumulator sebagai titik tengah.

Berdasarkan Gambar 3.5, lingkaran biru menunjukkan tepi titik dari citra masukan. Setiap titik tepi membentuk lingkaran dengan jari-jari R untuk akumulator *output* yang ditunjukkan dengan lingkaran berwarna merah. Akumulator memiliki nilai tertinggi pada tumpang tindih (*overlap*) lingkaran yang nantinya dianggap sebagai titik tengah dari lingkaran.

Jari-jari R untuk mendeteksi lingkaran pada penelitian ini sudah penulis tentukan nilainya, yaitu 11-50. Algoritma untuk *circular hough transform* dalam mengidentifikasi lingkaran dapat disimpulkan sebagai berikut:

Algoritma Circle Hough Transform : Deteksi Lingkaran

1. Temukan piksel tepi pada citra.
 2. Mulai *circular hough transform*
 3. Untuk setiap titik tepi, gambarkan sebuah lingkaran dengan titik tengah pada titik tepi dengan jari-jari r dan tingkatkan semua koordinat yang parameter lingkarannya melalui akumulator
 4. Menemukan satu atau lebih maxima di akumulator
 5. *circular hough transform* selesai
 6. Petakan parameter yang ditemukan (r, a, b) sesuai dengan maxima
 7. Gambarkan sebuah atau lebih lingkaran ke citra asal
-

3.4 Output Image : Identifikasi Objek

Bagian ini merupakan akhir dari tahapan yang dilakukan untuk mengidentifikasi objek kateter dari citra *intravascular* ultrasound. Validasi hasil untuk mengukur nilai kesalahan yang terjadi dapat diukur dari beberapa tingkat kesuksesan pengenalan suatu sistem (*specificity*). Salah satu metode yang dapat digunakan untuk menghitung nilai kesalahan dan nilai kesuksesan suatu sistem adalah *receiver operating characteristic* (ROC).

Tahapan validasi hasil pengujian identifikasi objek kateter jantung dilakukan dengan cara membandingkan citra masukan dengan citra keluaran. Hasil pengujian identifikasi kateter jantung dengan menggunakan *circular hough transform* dari citra *intravascular* ultrasound dikelompokkan dalam 4 kategori, yaitu:

1. Bernilai *true positive* (TP). Jika citra keluaran mengidentifikasi objek lingkaran yang diasumsikan sebagai kateter jantung sesuai dengan posisi objek kateter jantung dari citra masukan.
2. Bernilai *false positif* (FP). Jika citra keluaran mengidentifikasi objek kateter jantung tidak pada posisi yang sesuai dengan citra keluaran.

3. Bernilai *true negative* (TN). Jika citra keluaran tidak mengidentifikasi objek dan objek kateter tidak berada pada citra asal.
4. Bernilai *false negatif* (FN). Jika citra keluaran tidak mengidentifikasi objek kateter jantung dari objek kateter pada citra asal.

[Halaman ini sengaja dikosongkan]

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan dijelaskan tentang skenario pengujian, pengujian identifikasi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound, hasil pengujian dan pembahasan hasil pengujian yang telah penulis lakukan.

4.1 Skenario Pengujian

Pada penelitian ini, pengujian dilakukan dengan melakukan percobaan untuk setiap citra masukan yang berjumlah 27 citra seperti yang sudah dijelaskan pada bab 3. Kelemahan dari citra *intravascular* ultrasound yang berkualitas rendah dan keberadaan *noise* yang sangat banyak. Tidak adanya penelitian terkait yang spesifik dengan penelitian ini menyebabkan kesulitan dalam memperoleh data penelitian. Selain itu, prosedur medis untuk pemasangan kateter jantung kepada pasien yang diterapkan diberbagai rumah sakit masih menggunakan x-ray sehingga tidak memungkinkan untuk memperoleh data penelitian dari rumah sakit.

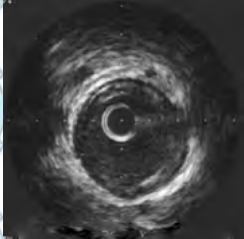
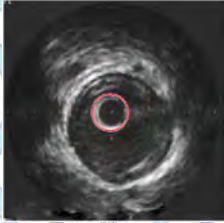
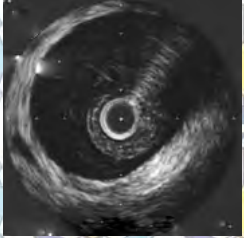
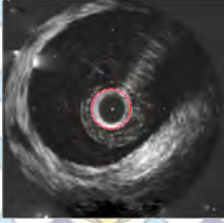
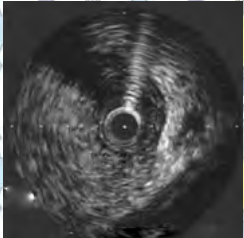
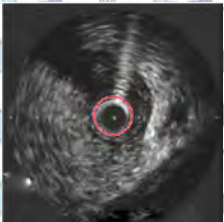
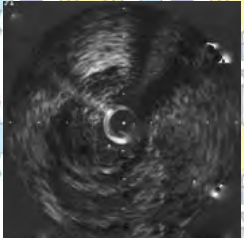
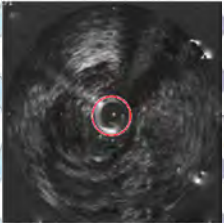
Proses pengujian dilakukan dengan cara menguji citra masukan satu persatu sehingga semua citra masukan telah dilakukan pengujian. Skenario pengujian ini dilakukan untuk mengetahui bagaimana setiap proses yang dilakukan sehingga menghasilkan citra keluaran.

4.2 Pengujian Identifikasi Kateter Jantung

Pengujian ini dilakukan dengan jumlah total citra masukan sebanyak 27 citra. Kateter jantung yang teridentifikasi akan diberi tanda berbentuk lingkaran yang berwarna merah. Tambahan informasi yang akan ditampilkan setelah proses identifikasi berupa titik tengah, jari-jari dari objek kateter yang teridentifikasi, serta kategori yang dimasukkan untuk kurva ROC.

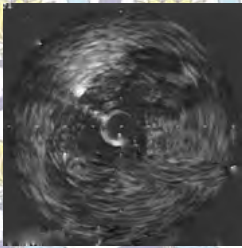
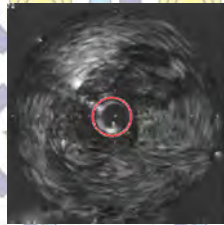
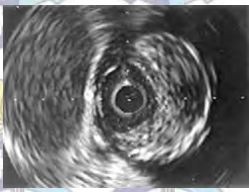
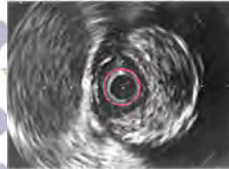
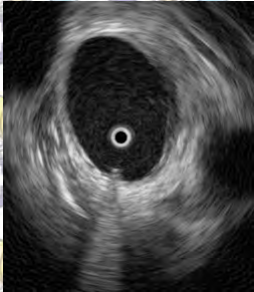
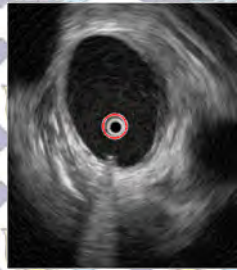


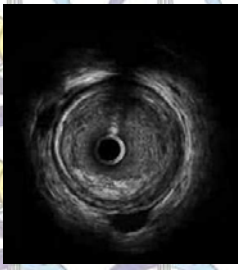
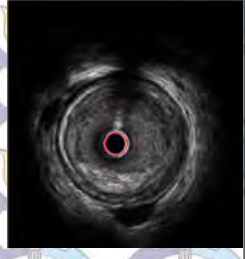
Pengujian ini dilakukan untuk setiap data penelitian yang berfungsi untuk mendapatkan hasil identifikasi sehingga bisa diperoleh kesimpulan untuk dianalisa setiap hasil yang telah dicapai. Tabel 4.1 merupakan pengujian identifikasi kateter jantung dari semua data penelitian.

Tabel 4.1: *Identifikasi kateter jantung dari citra intravascular ultrasound*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 1			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y)=88, 92$ • Jari-Jari=15,17 • Kategori=TP
Citra 2			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 88, 90$ • Jari-Jari=15,45 • Kategori=TP
Citra 3			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 91, 92$ • Jari-Jari=15,18 • Kategori=TP
Citra 4			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 89, 93$ • Jari-Jari=15,34 • Kategori=TP

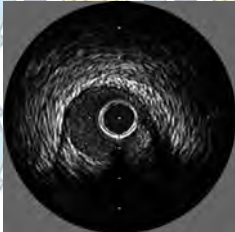
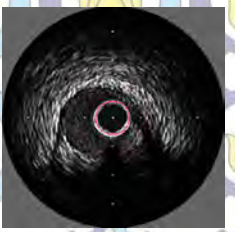
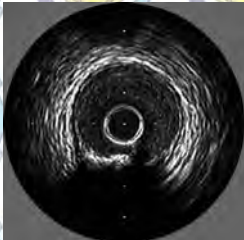
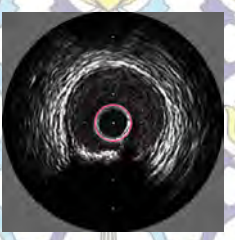
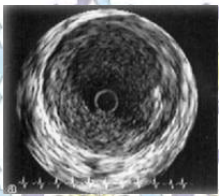
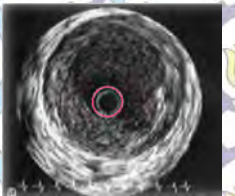
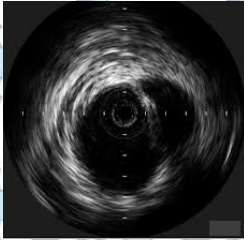
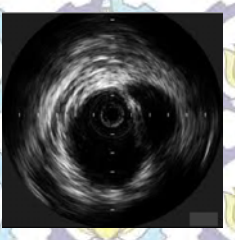

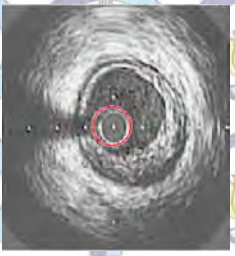
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 4.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 5			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 86, 93$ • Jari-Jari=15,48 • Kategori=TP
Citra 6			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 126, 95$ • Jari-Jari=19,66 • Kategori=TP
Citra 7			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 117, 135$ • Jari-Jari=12,62 • Kategori=TP
Citra 8			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 58, 68$ • Jari-Jari=17,07 • Kategori=TP
Citra 9			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 136, 181$ • Jari-Jari=13,98 • Kategori=TP

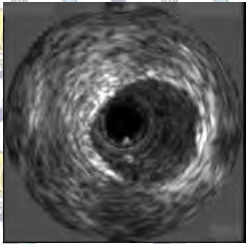
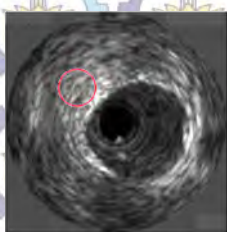
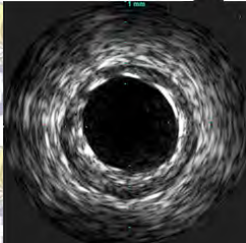
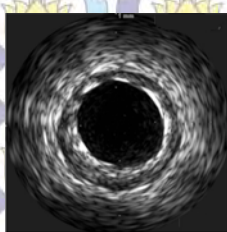
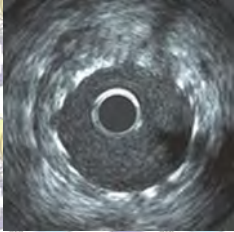
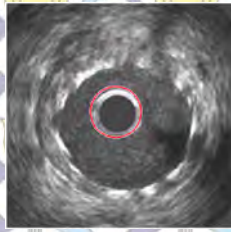
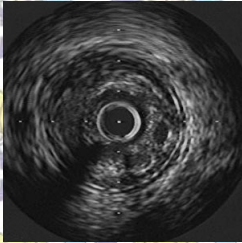
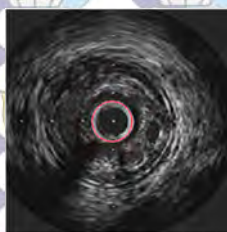
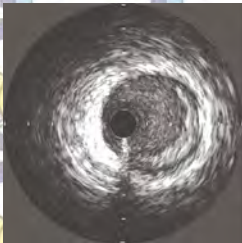
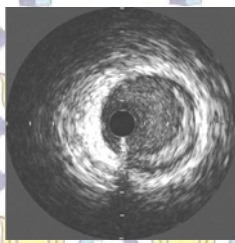
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 4.1 *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 10			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 234, 246$ • Jari-Jari=36,48 • Kategori=TP
Citra 11			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 244, 247$ • Jari-Jari=39,39 • Kategori=TP
Citra 12			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 96, 90$ • Jari-Jari=13,42 • Kategori=TP
Citra 13			<ul style="list-style-type: none"> • Tidak Bisa Diidentifikasi • Kategori=FN
Citra 14			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 70, 80$ • Jari-Jari=11,63 • Kategori=TP

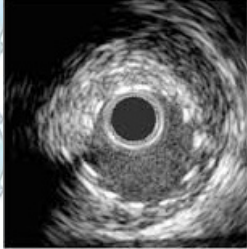
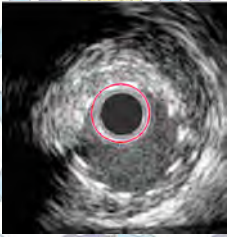
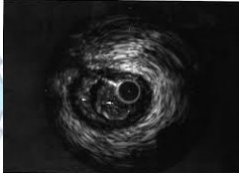
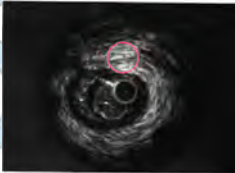
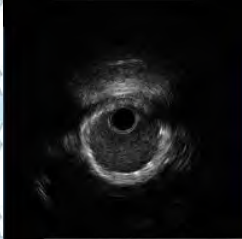
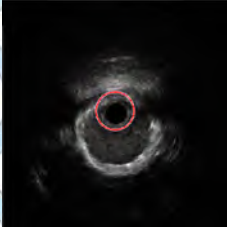
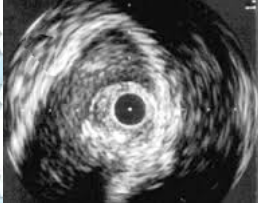
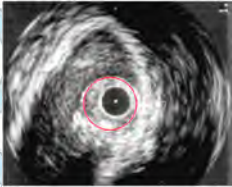
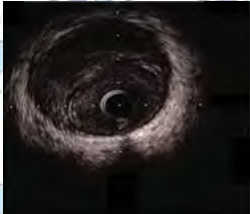
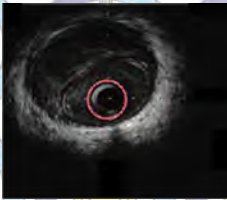
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 4.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 15			<ul style="list-style-type: none"> • Diidentifikasi Salah • Kategori=FP
Citra 16			<ul style="list-style-type: none"> • Tidak Bisa Diidentifikasi • Kategori=TN
Citra 17			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 73, 73$ • Jari-Jari=16,70 • Kategori=TP
Citra 18			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 143, 151$ • Jari-Jari= 26,32 • Kategori=TP
Citra 19			<ul style="list-style-type: none"> • Tidak Bisa Diidentifikasi • Kategori=FN

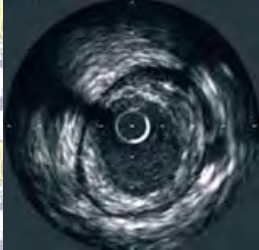
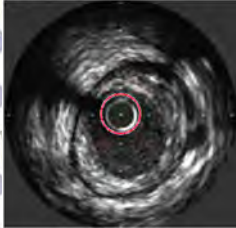
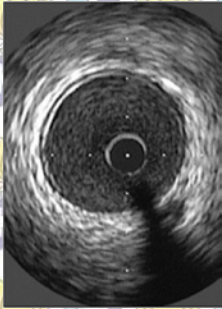
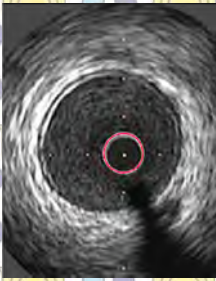
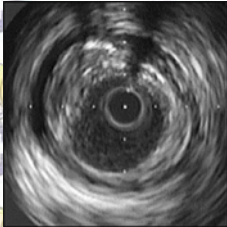
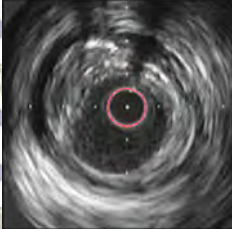
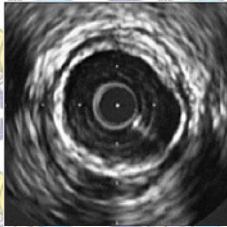
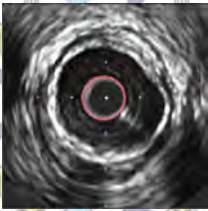
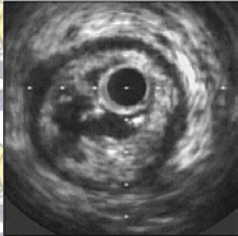
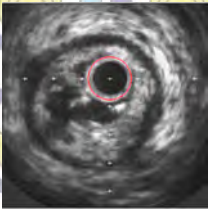
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 4.1 *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 20			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 81, 76$ • Jari-Jari=19,09 • Kategori=TP
Citra 21			<ul style="list-style-type: none"> • Diidentifikasi Salah • Kategori=FP
Citra 22			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 99, 98$ • Jari-Jari=16,38 • Kategori=TP
Citra 23			<ul style="list-style-type: none"> • Diidentifikasi Salah • Kategori=FP
Citra 24			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 85, 79$ • Jari-Jari=13,33 • Kategori=TP

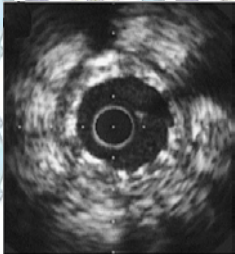
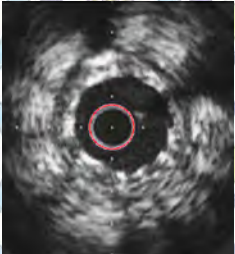
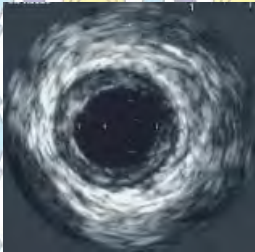
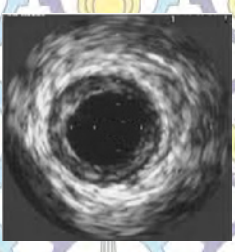
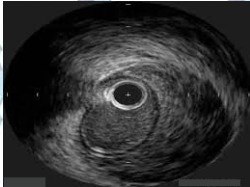
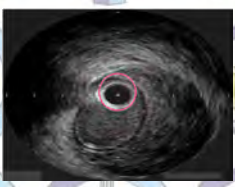
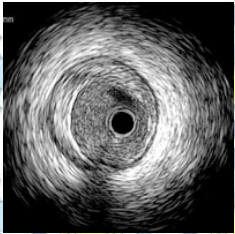
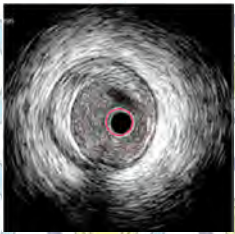
Bersambung ke halaman selanjutnya

Tabel 4.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 25			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 81, 79$ • Jari-Jari=13,17 • Kategori=TP
Citra 26			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 206, 255$ • Jari-Jari=32,56 • Kategori=TP
Citra 27			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 190, 165$ • Jari-Jari=25,81 • Kategori=TP
Citra 28			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 159, 148$ • Jari-Jari=32,51 • Kategori=TP
Citra 29			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 167, 118$ • Jari-Jari=32,82 • Kategori=TP

Bersambung ke halaman selanjutnya

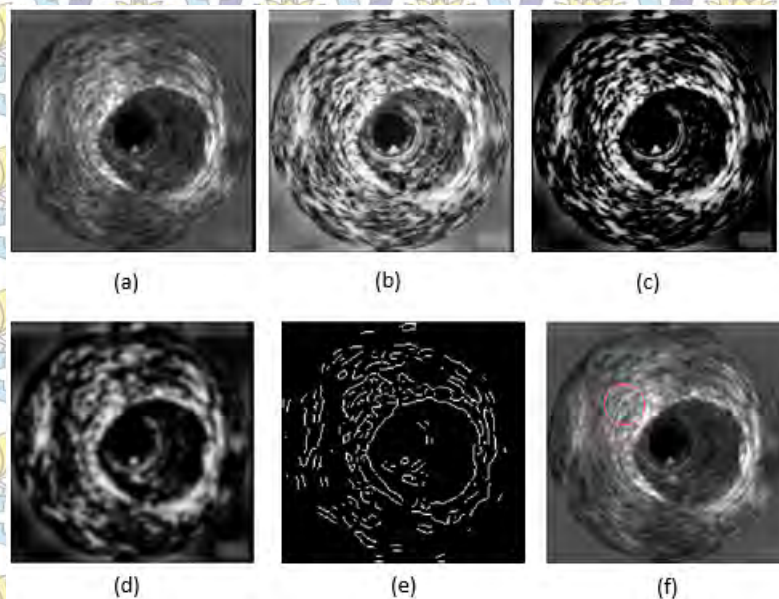
Tabel 4.1 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Citra Masukan	Gambar Asal	Hasil Identifikasi	Keterangan
Citra 30			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 145, 165$ • Jari-Jari=28,29 • Kategori=TP
Citra 31			<ul style="list-style-type: none"> • Tidak Bisa Diidentifikasi • Kategori=TN
Citra 32			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 130, 94$ • Jari-Jari=20,28 • Kategori=TP
Citra 33			<ul style="list-style-type: none"> • $(x,y) = 102, 104$ • Jari-Jari=11,54 • Kategori=TP

Berdasarkan Tabel 4.1, 26 dari 33 citra masukan bisa diidentifikasi objek kateter yang diasumsikan berbentuk lingkaran dari citra *intravascular* ultrasound. Proses peningkatan fitur citra pada 26 citra masukan tersebut bisa bekerja dengan sangat baik. Semua citra masukan yang mempunyai objek kateter jantung dan bisa diidentifikasi objek kateter tersebut pada citra keluaran dikategorikan sebagai *true positive* (TP). Sebaliknya hanya 7 citra yang tidak bisa diidentifikasi. Dari 7 citra tersebut, 3 citra dikategorikan *false*

positive (FP), 2 citra dikategorikan sebagai *true negative* (TN), dan 2 citra dikategorikan sebagai *false negative* (FN).

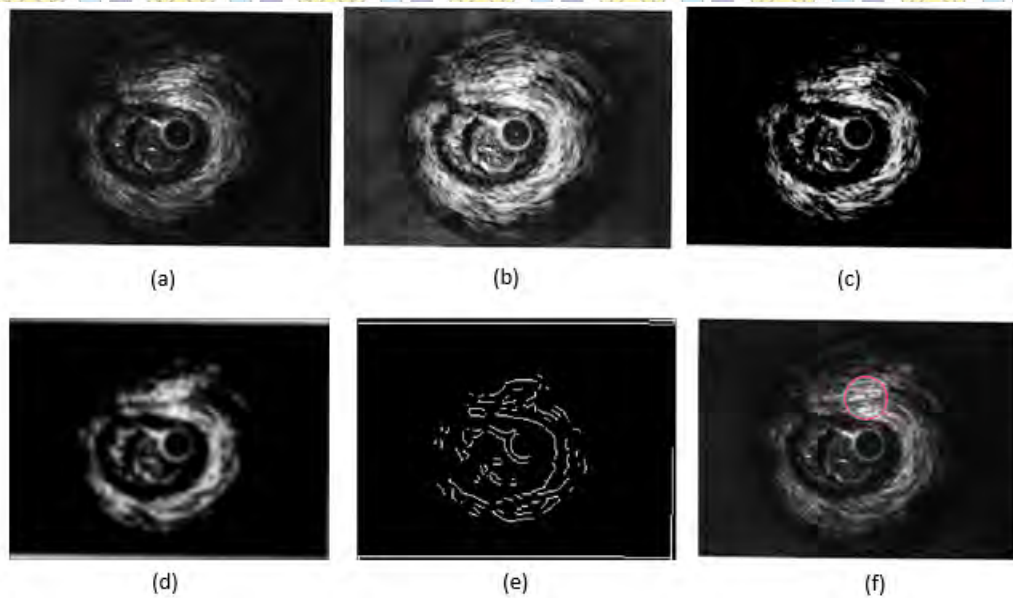
Citra hasil pengujian yang dikategorikan sebagai *false positive* disebabkan hasil identifikasi kateter jantung oleh *circular hough transform* pada citra keluaran tidak sesuai dengan posisi objek kateter jantung pada citra masukan. Data penelitian yang masuk pada kategori ini adalah citra nomor 15, 21, dan 23. Gambar 4.1 merupakan tahapan proses identifikasi kateter jantung yang telah dilakukan pada citra 15.



Gambar 4.1: Proses pengujian untuk citra 15 kategori *false positive* (FP), a. citra masukan b. citra setelah proses *adapthisteq*, c. citra setelah proses *adjust image*, d. citra setelah terjadi proses *gaussian low pass filter*, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran

Berdasarkan Gambar 4.1(e) dapat dilihat bahwa tepi dari objek kateter menampilkan informasi yang sangat minimal sehingga tidak mampu diidentifikasi oleh *circular hough transform*. Bahkan bagian kiri atas objek kateter yang merupakan tepi dari *lumen* membentuk parameter yang diidentifikasi oleh *circular hough transform* sebagai kateter jantung. Oleh karena itulah pada citra 15 ini identifikasi kateter bersifat salah sehingga dikategorikan dalam *false positive* (FP).

Citra 21 dari hasil pengujian identifikasi kateter jantung juga dikategorikan dalam *false positive*. Gambar 4.2 merupakan tahapan proses identifikasi kateter jantung yang telah dilakukan pada citra 21.

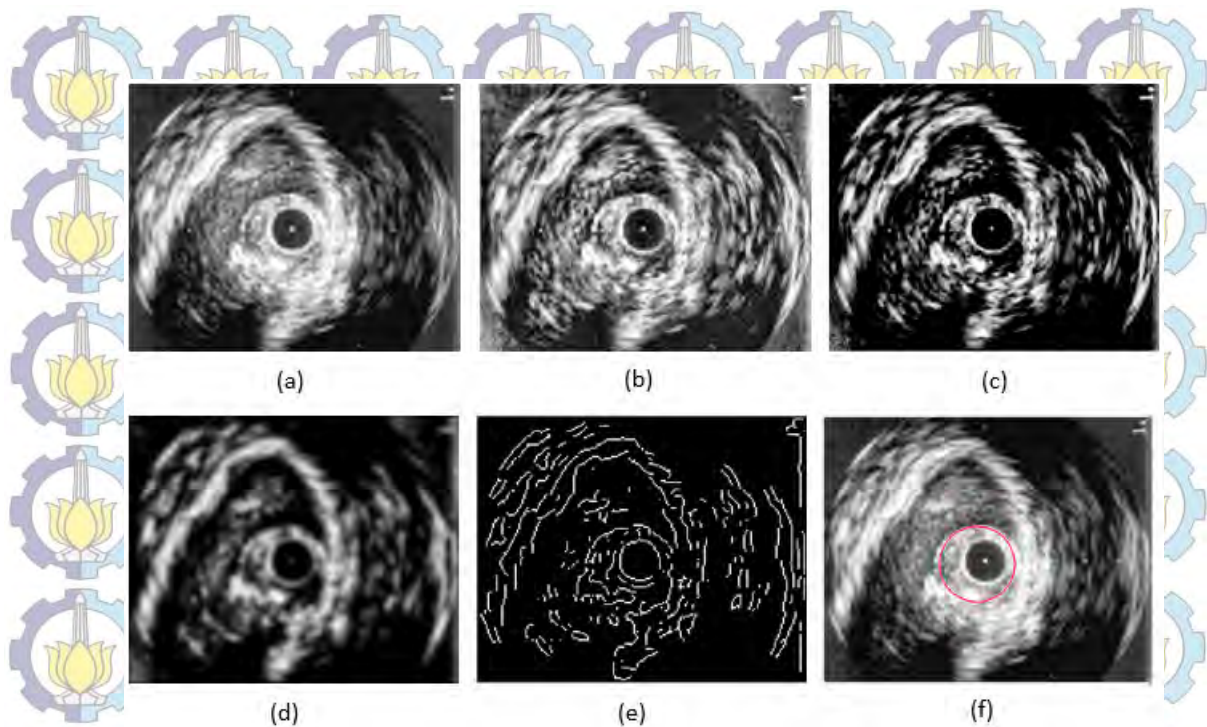


Gambar 4.2: Proses pengujian untuk citra 21 kategori *true negative (TN)*, a. citra masukan b. citra setelah proses *adapthisteq*, c. citra setelah proses *adjust image*, d. citra setelah terjadi proses *gaussian low pass filter*, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran

Pada Gambar 4.2(e) dapat dilihat proses deteksi tepi dari citra 21. Bagian dari objek kateter jantung hanya dapat membentuk tepi lingkaran yang sangat minimal sehingga tidak dapat diidentifikasi sebagai objek kateter oleh *circular hough transform*. Sedangkan tepat diatas kateter jantung, bagian *lumen* mempunyai tepi yang membentuk parameter lingkaran sehingga menyebabkan *circular hough transform* menganggapnya sebagai objek kateter, sehingga *circular hough transform* mengidentifikasinya sebagai objek kateter pada bagian yang salah.

Selain citra 15 dan 21, citra 23 juga termasuk dalam kategori *false positive*. Tahapan proses identifikasi kateter jantung untuk citra 23 ditunjukkan pada Gambar 4.3.

Dari Gambar 4.3, hasil identifikasi kateter jantung oleh *circular hough transform* pada citra keluaran melebihi ukuran seharusnya dari kateter jantung. Hal ini disebabkan kurang sensitifnya metode identifikasi yang digunakan pada penelitian ini sehingga tepi *lumen* yang mempunyai parameter hampir sama dengan lingkaran diasumsikan sebagai kateter jantung. Sehingga parameter yang dibentuk oleh tepi dari objek kateter jantung menjadi tidak berarti.



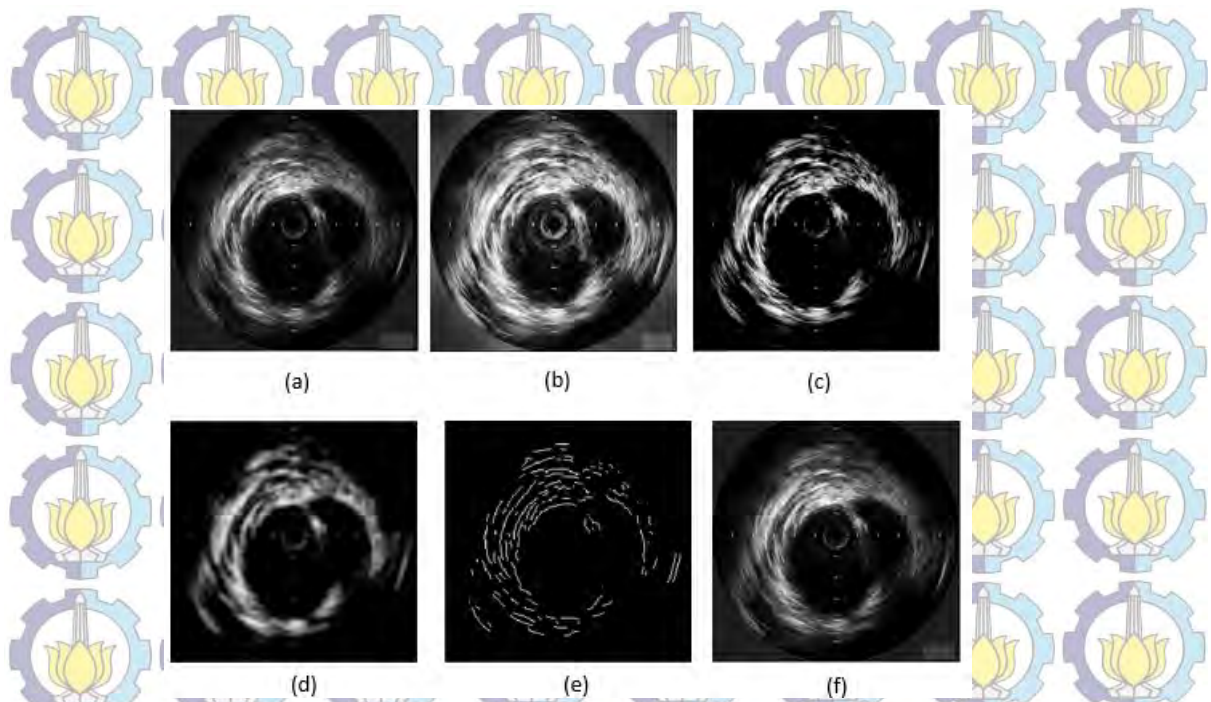
Gambar 4.3: Proses pengujian untuk citra 23 kategori *false positive* (FP), a. citra masukan b. citra setelah proses *adapthisteq*, c. citra setelah proses *adjust image*, d. citra setelah terjadi proses *gaussian low pass filter*, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran

Berdasarkan hasil pengujian, hasil identifikasi kateter jantung dari data penelitian yang termasuk dalam kategori *false negative* adalah citra nomor 13 dan 19. Kategori *false negative* disebabkan oleh objek kateter jantung yang ada pada citra masukan tidak dapat diidentifikasi sebagai kateter jantung oleh *circular hough transform*. Gambar 4.4 merupakan proses identifikasi kateter jantung pada citra 13.

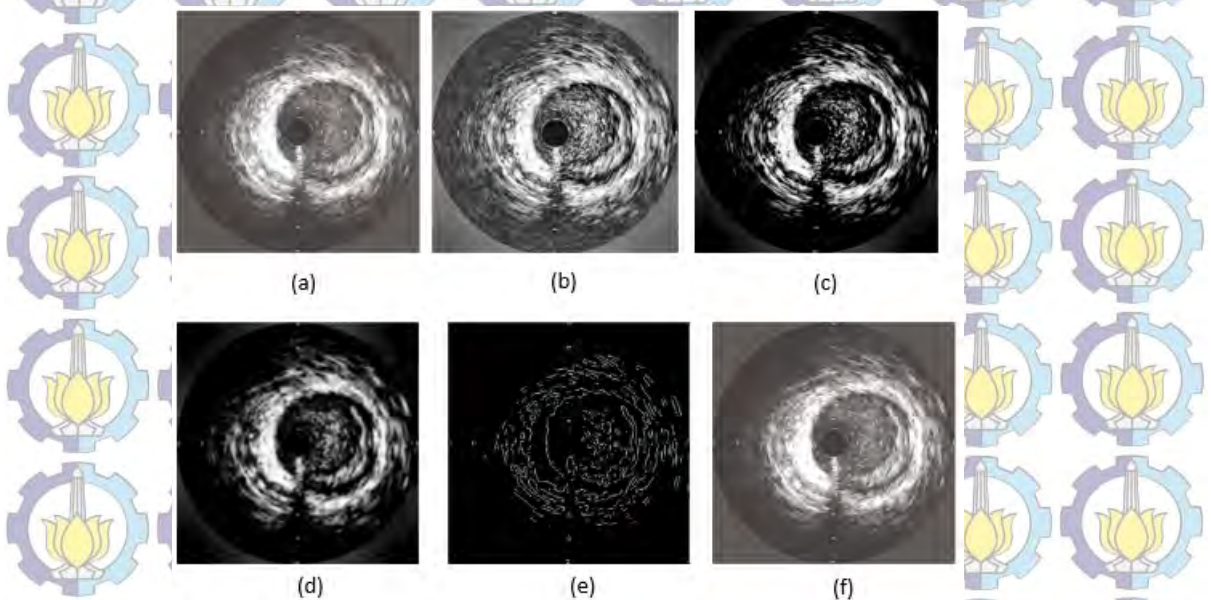
Deteksi tepi untuk citra 13 seperti ditunjukkan pada Gambar 4.4(e), dapat dilihat bahwa tidak ada bagian kateter jantung yang membentuk sebuah tepian yang mempunyai parameter yang memungkinkan *circular hough transform* untuk bisa mengidentifikasinya sebagai objek kateter jantung. Pada citra 13 tidak juga ditemukan objek lain yang dapat membentuk parameter sehingga menyerupai objek kateter. Oleh karena itulah, citra 13 ini dikategorikan pada kelompok *false negative* (FN).

Selain citra 13 yang dikategorikan *false negative* (FN), citra 19 juga masuk dalam kategori ini. Gambar 4.5 merupakan tahapan dari proses pengujian untuk citra 19.

Deteksi tepi untuk citra 19 seperti ditunjukkan pada Gambar 4.5(e),



Gambar 4.4: Proses pengujian untuk citra 13 kategori false negative (FN), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran



Gambar 4.5: Proses pengujian untuk citra 19 kategori false negative (FN), a. citra masukan b. citra setelah proses adapthisteq, c. citra setelah proses adjust image, d. citra setelah terjadi proses gaussian low pass filter, e. citra setelah proses deteksi tepi, f. citra keluaran

dapat dilihat bahwa bagian kateter jantung yang membentuk tepian yang sangat rumit sehingga parameter yang ada tidak memungkinkan *circular hough transform* untuk bisa mengidentifikasinya sebagai objek kateter jantung. Pada citra 19 ini juga tidak ditemukan objek lain yang dapat membentuk parameter sehingga menyerupai objek kateter.

Setelah kategori *false positive* (FP) dan *false negative* (FN), kategori satu lagi adalah *true negative* (TN). Citra hasil pengujian yang dikategorikan sebagai *true negative* dikarenakan pada citra masukan tidak ada objek kateter jantung, *circular hough transform* juga tidak mengidentifikasi keberadaan objek kateter dari citra tersebut. Citra masukan setelah proses pengujian identifikasi objek kateter yang termasuk dalam kategori *false positive* adalah citra 16 dan 31. Gambar 4.4 merupakan tahapan dari proses pengujian untuk citra 13.

4.3 Hasil Pengujian

Validasi hasil pengujian diperlukan untuk menunjukkan seberapa besar kinerja dari *circular hough transform* untuk mengidentifikasi objek kateter jantung dari citra *intravascular ultrasound*. Validasi ini diperoleh dengan membandingkan hasil pengujian identifikasi kateter jantung dan hasil pengamatan secara manual posisi dari kateter jantung dari citra asal. pada penelitian ini merupakan penjelasan dan rangkuman dari pengujian identifikasi objek kateter jantung yang sudah dijelaskan sebelumnya. Hasil pengujiannya dapat dilihat dalam bentuk *confusion matrix* yang ditunjukkan pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2: Hasil pengujian menggunakan *confusion matrix ROC*

		Prediksi Kelas	
		Kateter Jantung	Bukan Kateter Janutng
Aktual Kelas	Teridentifikasi	26	3
	Tidak Teridentifikasi	2	2

Tabel 4.2 menunjukkan hasil pengujian dimana kateter jantung yang teridentifikasi sesuai posisinya dari citra masukan (*true positive*) berjumlah 26 citra. Kateter jantung yang diidentifikasi salah tidak sesuai dengan posisinya dari citra masukan (*false positive*) berjumlah tiga citra. Kateter jantung tidak teridentifikasi dan citra masukan tidak mempunyai objek kateter didalamnya (*true negative*) berjumlah dua citra. Kateter jantung tidak teridentifikasi dari citra masukan (*false negative*) berjumlah dua citra.

Berdasarkan *confusion matrix* pada Tabel 4.2 bisa dihitung akurasi

sesuai dengan persamaan (2.13) pada bab dua. Tingkat akurasi yang diperoleh pada penelitian ini mencapai 85%. Perolehan akurasi yang cukup tinggi menunjukkan penggunaan metode *circular hough transform* sangat cocok untuk identifikasi objek kateter jantung dari citra *intravascular ultrasound*. Selain akurasi, *true positive rate* dan *false positive rate* dengan menggunakan persamaan (2.9) dan (2.8). *True positive rate* yang diperoleh pada penelitian ini 92%, sedangkan *false positive rate* adalah 40%.

Hasil pengujian pada Tabel 4.1 bisa dijadikan Tabel 4.3 yang dapat digunakan untuk menggambarkan kurva ROC. Gambar 4.6 menunjukkan kurva ROC untuk identifikasi kateter jantung yang mempunyai nilai *true positive* (TP).

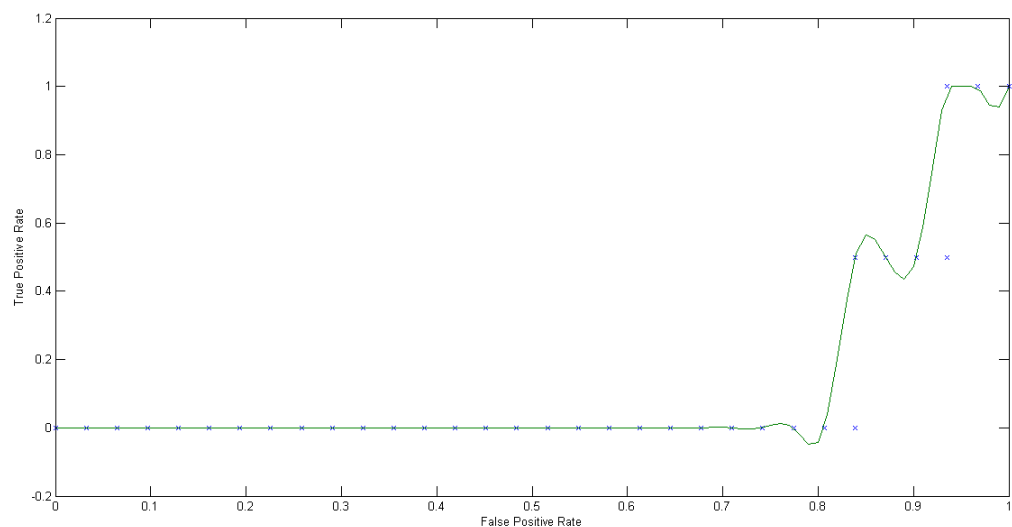
Tabel 4.3: *Identifikasi kateter jantung dari citra intravascular ultrasound*

Hasil Pengujian Identifikasi Kateter Jantung				
Citra	<i>True Positive</i>	<i>True Negative</i>	<i>False Negative</i>	<i>False Positive</i>
1	1	0	0	0
2	1	0	0	0
3	1	0	0	0
4	1	0	0	0
5	1	0	0	0
6	1	0	0	0
7	1	0	0	0
8	1	0	0	0
9	1	0	0	0
10	1	0	0	0
11	1	0	0	0
12	1	0	0	0
13	0	0	1	0
14	1	0	0	0
15	0	0	0	1
16	0	1	0	0
17	1	0	0	0
18	1	0	0	0
19	0	0	1	0
20	1	0	0	0
21	0	0	0	1

Bersambung ke halaman selanjutnya

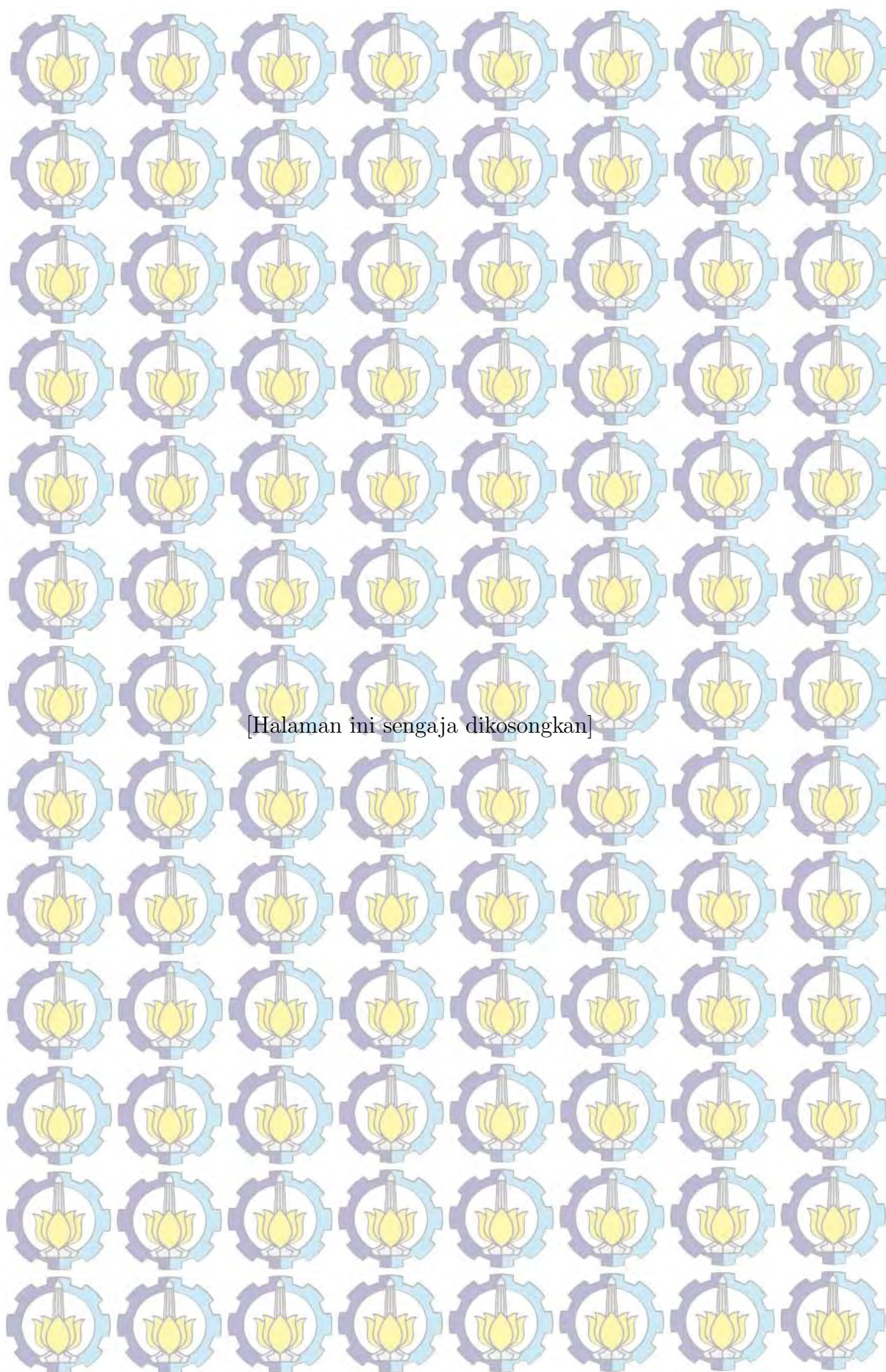
Tabel 4.3 – *Sambungan dari halaman sebelumnya*

Hasil Pengujian Identifikasi Kateter Jantung				
Citra	<i>True Positive</i>	<i>True Negative</i>	<i>False Negative</i>	<i>False Positive</i>
22	1	0	0	0
23	1	0	0	0
24	0	0	0	1
25	1	0	0	0
26	1	0	0	0
27	1	0	0	0
28	1	0	0	0
29	1	0	0	0
30	1	0	0	0
31	0	1	0	0
32	1	0	0	0
33	1	0	0	0



Gambar 4.6: *Kurva ROC untuk identifikasi kateter jantung*

Berdasarkan Gambar 4.6, hal ini menunjukkan kinerja *circular hough transform* sangat baik dengan nilai *true positive rate* yang terus tinggi dan nilai *false positive rate* yang rendah. Dengan demikian penggunaan metode *circular hough transform* untuk mengidentifikasi objek kateter jantung dari citra *intravascular ultrasound* sangat tepat.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Identifikasi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound bisa dilakukan dengan menggunakan metode *circular hough transform*. Dengan menggunakan *Circular hough transform*, proses identifikasi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound berlangsung sangat cepat dengan waktu yang dibutuhkan 0,02 sampai 0,2 detik.

keberhasilan identifikasi kateter jantung sangat dipengaruhi oleh bagian kateter yang tampak dari citra *intravascular* ultrasound. Semakin sedikitnya informasi yang diperoleh dari bagian kateter jantung yang tampak dari citra *intravascular* ultrasound berbanding lurus dengan tingkat keberhasilan identifikasi kateter jantung oleh *circular hough transform*.

Pemberian nilai parameter yang tepat untuk jari-jari dari *Circular hough transform* juga sangat mempengaruhi keberhasilan identifikasi kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound. Proses identifikasi kateter jantung sangat bergantung kepada iterasi nilai parameter jari-jari *circular hough transform* dalam menentukan ukuran yang tepat dari objek kateter jantung. Nilai parameter jari-jari *circular hough transform* yang diberikan pada penelitian ini adalah 11 sampai 50.

Data penelitian yang dilakukan pengujian pada penelitian ini berjumlah 33 citra. Berdasarkan hasil pengujian, 26 dari 33 citra bisa diidentifikasi objek kateter jantung dari citra *intravascular* ultrasound oleh *circular hough transform*. Hasil identifikasi kateter jantung yang diperoleh pada penelitian ini sangat baik dengan nilai akurasi mencapai 85%.

Penerapan proses peningkatan fitur citra sebelum diproses oleh *circular hough transform* sangat penting untuk dilakukan. Identifikasi kateter jantung berbanding lurus dengan penerapan proses peningkatan fitur citra yang tepat. Pada penelitian ini, penulis menggunakan 4 tahapan peningkatan fitur citra yaitu *adaptive histogram equalization*, *adjust image*, *gaussian low pass filter* dan deteksi tepi. Penggunaan peningkatan fitur citra ini berhasil meningkatkan kualitas citra *intravascular* ultrasound dan juga mampu mereduksi *noise* secara optimal.



5.2 Penelitian Lanjutan

Penelitian ini masih jauh dari kesempurnaan, sehingga dibutuhkan penelitian lanjutan untuk mendapatkan hasil identifikasi objek kateter yang lebih optimal. Proses peningkatan fitur citra bisa dikonsentrasikan pada penelitian selanjutnya untuk mendapatkan sebuah deteksi tepi yang lebih baik dari citra masukan sebelum proses identifikasi kateter jantung oleh *circular hough transform*.

Penelitian selanjutnya juga bisa dilakukan untuk menjejak (*tracking*) objek kateter jantung berdasarkan video. Metode yang penulis gunakan pada penelitian ini tentunya bisa diaplikasikan untuk identifikasi kateter jantung berbasis video *intravascular* ultrasound. Dengan menambahkan *motion capture*, penelitian lanjutan bisa merekonstruksi citra 3 dimensi dari kateter jantung dan pembuluh darah sehingga posisi objek kateter bisa diketahui selama proses pemasangan kateter jantung.